

Ανακατασκευή εικόνας από προβολές – Η λειτουργία του Αξονικού Τομογράφου

Κ. Δελήμπασης

Το φαινόμενο της εξασθένησης δέσμης ακτίνων X

- Βάσει του νόμου απορρόφησης του Beer για παράλληλη μονοενεργειακή δέσμη ακτίνων X η οποία διέρχεται από υλικό με συντελεστή γραμμικής απορρόφησης μ (cm^{-1}), ισχύει:

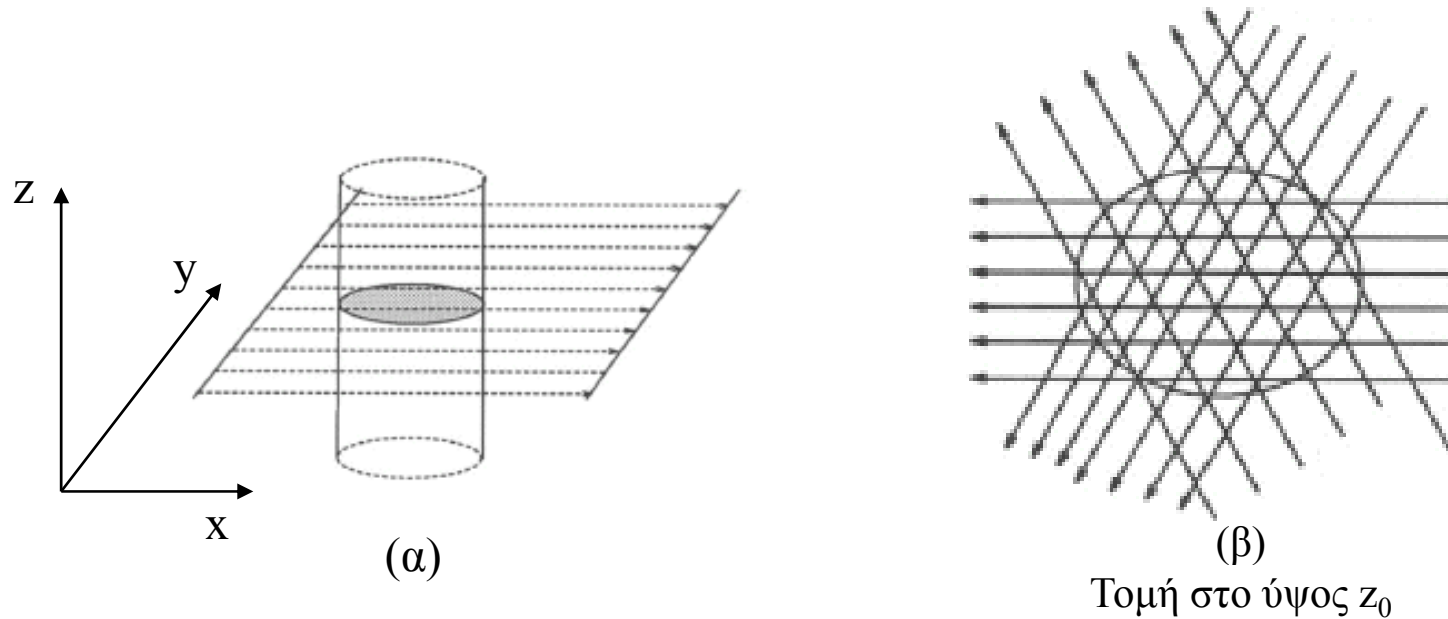
The diagram shows a horizontal beam of X-rays entering from the left. The initial number of photons is labeled N_0 . The beam passes through a rectangular block representing a material of total thickness Δx . This block is divided into four equal-width sections, each labeled with an absorption coefficient $\mu_1, \mu_2, \mu_3,$ and μ_4 from left to right. A double-headed arrow above the block indicates the total thickness Δx . The beam exits the block on the right, and the final number of photons is labeled N_1 . To the right of the diagram, the Beer-Lambert law is given as $N_1 = N_0 e^{-\Delta x(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)}$.

- Όπου:
 - N_0, N_1 το πλήθος των προσπίπτοντων και εξερχόμενων φωτονίων
 - Δx το στοιχειώδες μήκος κατά το οποίο θεωρείται ο συντελεστής μ σταθερός.
- Ας σημειωθεί ότι αντί του πλήθους N_0, N_1 το πλήθος των φωτονίων, μπορεί να χρησιμοποιηθεί ισοδύναμα η ροή τους, ή η ένταση της δέσμης

Βασικές έννοιες της λειτουργίας του αξονικού τομογράφου (CT)

- Ένα 3-D (βιολογικό) αντικείμενο μπορεί να ανακατασκευαστεί από ένα σύνολο 2-D εγκάρσιων τομών.
- Οι ανατομικές δομές μιας 2-D τομής μπορούν να ανακατασκευαστούν από πολλαπλές προβολές της τομής που λαμβάνονται από διαφορετικές γωνίες.
- Ο CT ανακατασκευάζει μία εγκάρσια τομή, προσδιορίζοντας την χωρική κατανομή των συντελεστών απορρόφησης $\mu(x,y)$.
- Το μετρήσιμο μέγεθος είναι η εξασθένιση ακτίνων X που διέρχονται από τους ιστούς.
- Κάθε τομή ψηφιοποιείται σε μια μήτρα συντελεστών γραμμικής εξασθένισης $\mu(i\Delta x, j\Delta y)$ που αντιστοιχούν στους διαφορετικούς ιστούς της τομής.
- Κάθε στοιχείο της μήτρας (τυπικά μεγέθους $\Delta x \Delta y \sim 1 \times 1 \text{ mm}$) θεωρείται ότι παρουσιάζει σταθερό συντελεστή μ .

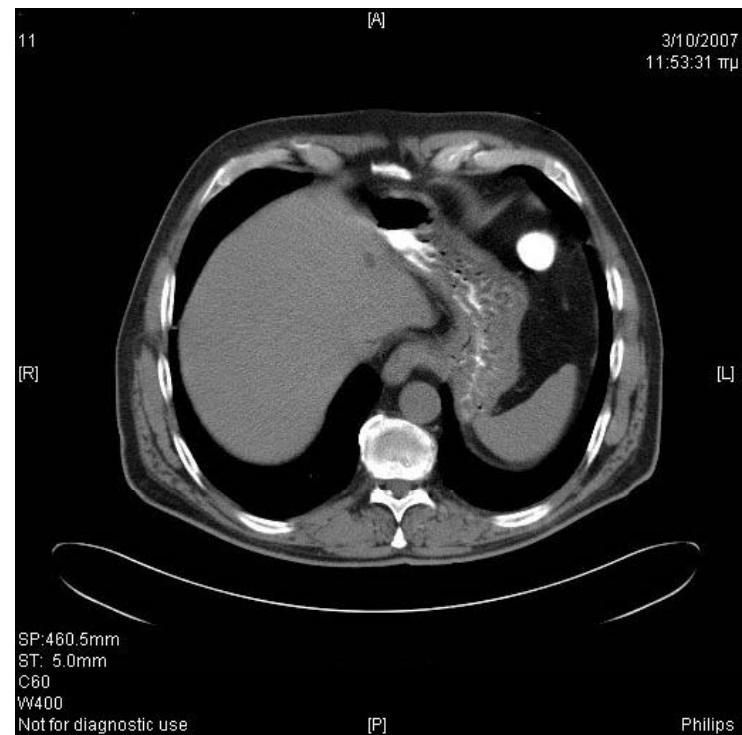
Η έννοια της ανακατασκευής της κατανομής συντελεστών απορρόφησης $\mu(x,y)$, από ένα αριθμό παράλληλων προβολών



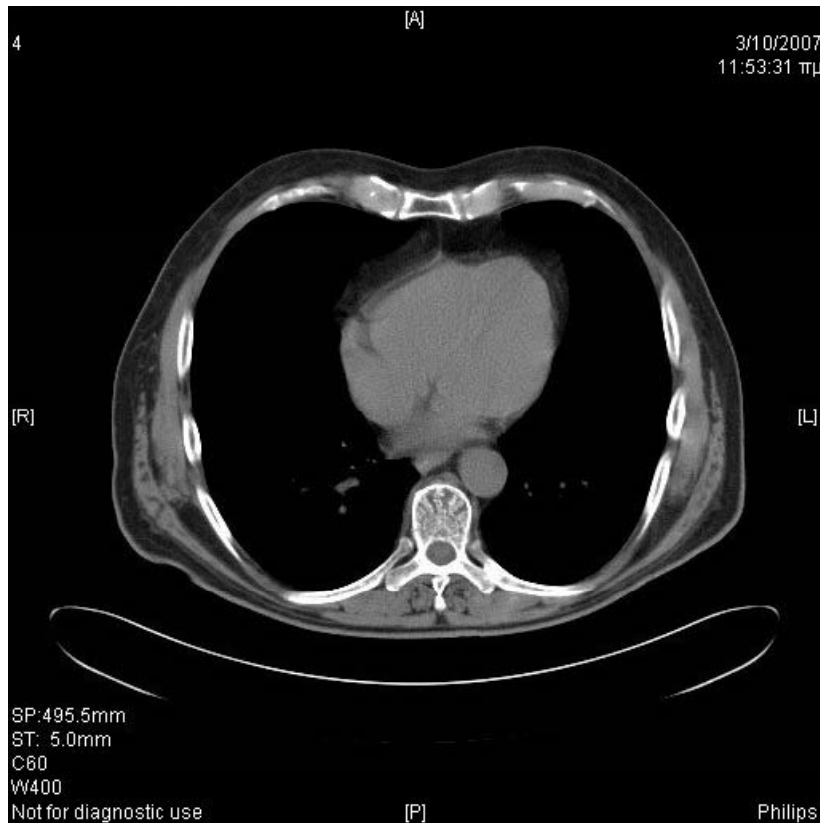
- Επιλέγεται τομή στο ύψος z_0 ενός αντικειμένου (α).
- Μία ανακατασκευασμένη εγκάρσια τομή του CT έχει την ακόλουθη τιμή για κάθε pixel (i,j) :

$$I(i,j) = \frac{\mu_{\sigma\tau\omicron\upsilon}(i\Delta x, j\Delta y) - \mu_{\nu\epsilon\rho\omicron\upsilon}}{\mu_{\nu\epsilon\rho\omicron\upsilon}}$$

Κ. Δελήμπασης



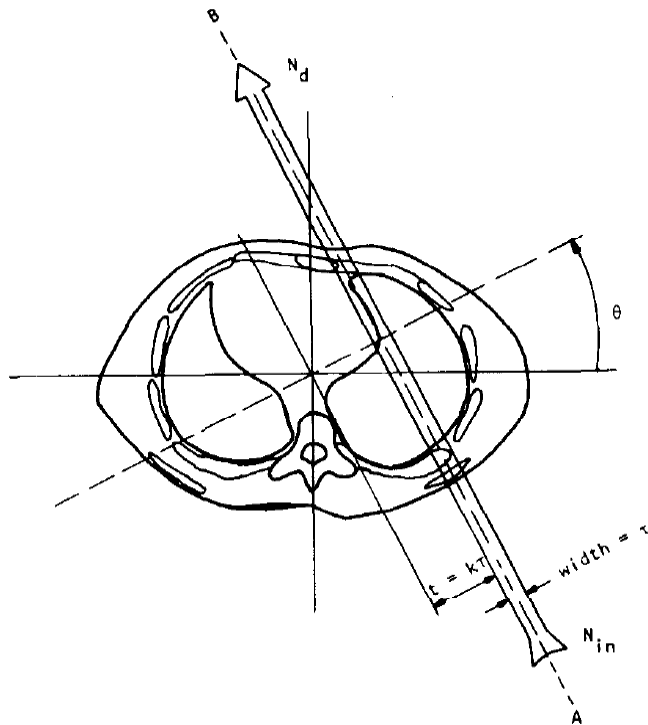
Αξονικός τομογράφος: Ανακατασκευή εγκάρσιας τομής στο επίπεδο α) της ουροδόχου κύστης, β) του ήπατος



Αξονικός τομογράφος: Ανακατασκευή τομής στο επίπεδο α) των πνευμόνων / καρδιάς, α) οστικό παράθυρο, β) αύξηση αντίθεσης για παρέγχυμα πνεύμονα

Κ. Δεληπάσης

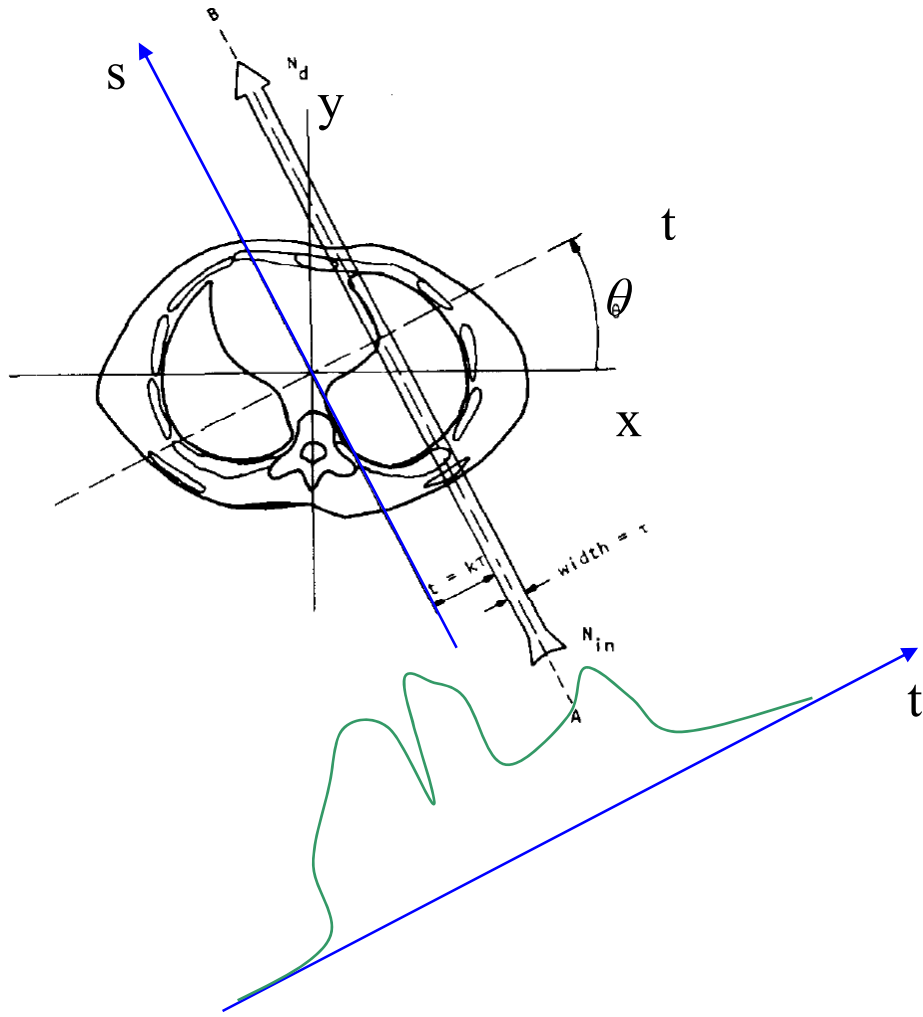
Ορισμός της παράλληλης προβολής



$$N = N_0 e^{-\int_{-\infty}^{\infty} \mu(t,s) ds} \Rightarrow$$

$$-\int_{-\infty}^{\infty} \mu(t,s) ds \approx \Delta s \sum_{-\infty}^{\infty} \mu(t,s) = \ln \left(\frac{N}{N_0} \right)$$

Αν θεωρήσουμε ένα σώμα του οποίου ο συντελεστής απορρόφησης μ είναι συνάρτηση της θέσης $\mu=f(x,y)$, τότε η προβολή σε άξονα που σχηματίζει γωνία θ με τον άξονα X , ορίζεται ως εξής:



$$P_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t, s) ds$$

$$Q_{\theta}(w) = FT(P_{\theta}(t)) =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(t, s) ds \right] e^{-j2\pi wt} dt =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(t, s) e^{-j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} ds dt =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(t, s) e^{-j2\pi(xw \cos \theta + yw \sin \theta)} ds dt =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(xu + yv)} dx dy$$

- Μετασχηματισμός Fourier παράλληλης προβολής

$$Q_{\theta}(w) = FT(P_{\theta}(t)) = \int_{-\infty}^{\infty} \left[\int_{-\infty}^{\infty} f(t, s) ds \right] e^{-j2\pi w t} dt =$$

- Αντικατάσταση του t

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(t, s) e^{-j2\pi w(x \cos \theta + y \sin \theta)} ds dt =$$

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(t, s) e^{-j2\pi(xw \cos \theta + yw \sin \theta)} ds dt =$$

- Μετασχηματισμός Fourier αντικειμένου στην κατεύθυνση της παράλληλης προβολής

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(xu + yv)} dx dy$$

Τι σημαίνει και πώς προέκυψε η τελευταία εξίσωση

- Η τελευταία εξίσωση αποτελεί το FT του $f(x,y)$, δειγματοληπτημένο κατά ευθεία που ικανοποιεί τις σχέσεις:
 $u=wc\cos\theta$ και $v=ws\sin\theta$.

- Είναι προφανές ότι:

- Το σύστημα συντεταγμένων (t,s) αποτελεί περιστροφή του (x,y) κατά $+\theta$, άρα:

$$\begin{pmatrix} t \\ s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$$

- $\exp(-j2\pi wt) = \exp(-j2\pi w(x\cos\theta + y\sin\theta)) = \exp[-j2\pi \{x(w\cos\theta) + y(ws\sin\theta)\}]$

- Το γινόμενο $dsdt$ υπολογίζεται βάσει της ορίζουσας του πίνακα Jacobi J του μετασχηματισμού T της περιστροφής κατά θ .

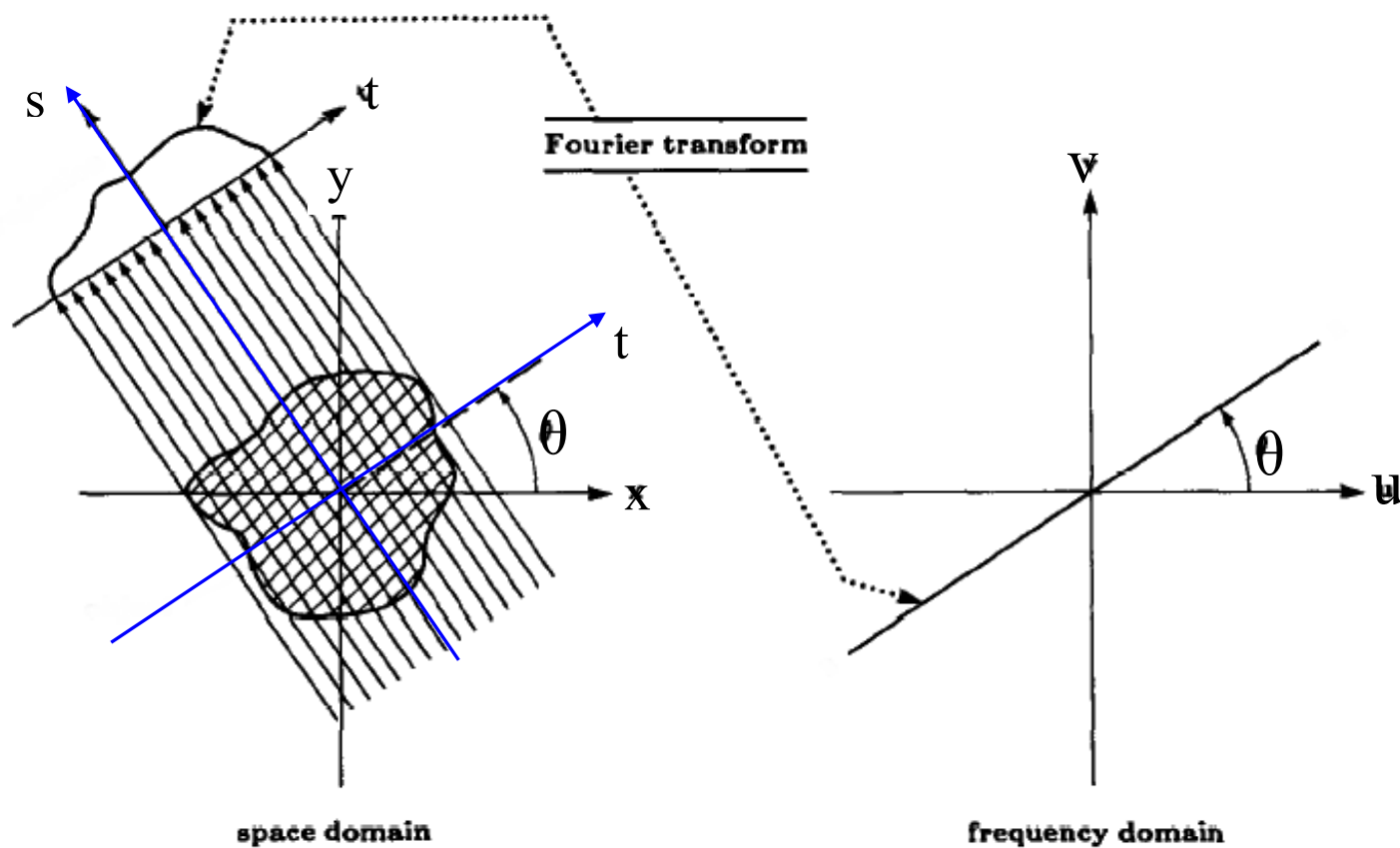
$$dsdt = \det(J(T))dxdy = dxdy$$

Θεώρημα τομής Fourier

Fourier Slice Theorem

- Ο FT της παράλληλης προβολής ενός αντικειμένου κατά διεύθυνση θ (ως προς X), ισούται με την τομή του FT του αντικειμένου με επίπεδο που διέρχεται από το σημείο DC ($u=0, v=0$) και έχει διεύθυνση θ .

Γραφική απεικόνιση του FST



space domain
Πεδίο χώρου

Κ. Δελήμπασης

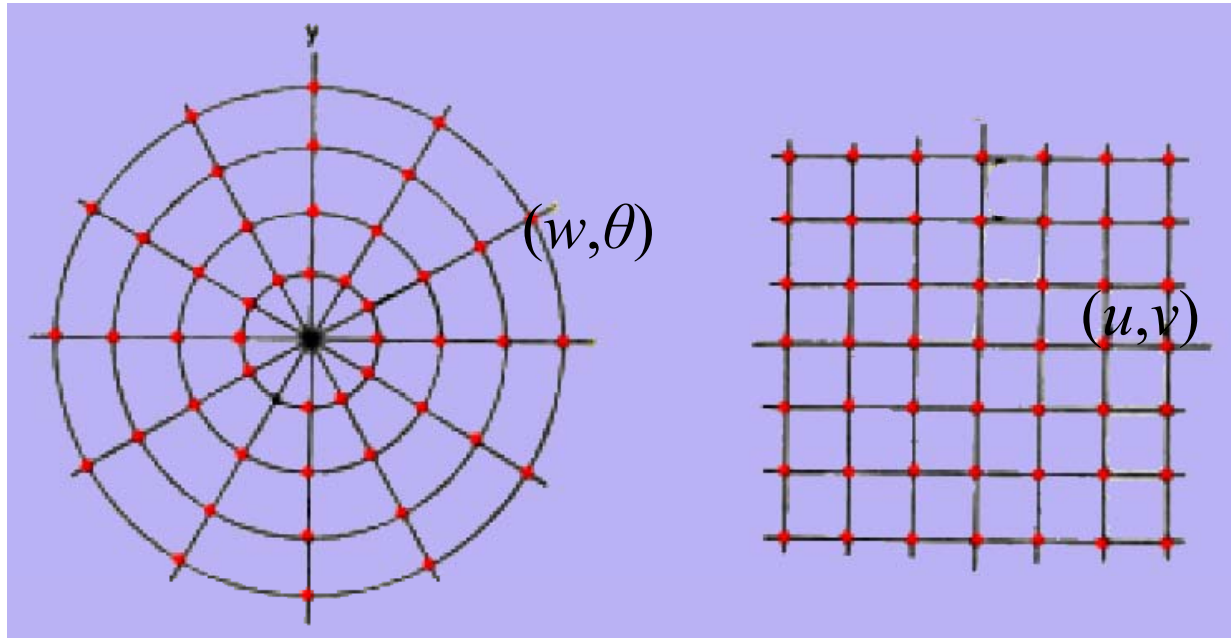
frequency domain
Πεδίο συχνοτήτων

Εφαρμογή του FST στην ανακατασκευή της εικόνας

- Είναι σαφές ότι αν συμπληρώσουμε όλα τα απαραίτητα δεδομένα του χώρου των συχνοτήτων $F(u,v)$, θα ανακατασκευάσουμε το αντικείμενο $f(x,y)$, εφαρμόζοντας απλά τον αντίστροφο μετασχηματισμό Fourier (IFT):

$$f(x,y)=IFT(F(u,v)).$$

- Χρησιμοποιώντας τις προβολές, συμπληρώνουμε τον χώρο των συχνοτήτων ακτινικά και όχι σε όλες τις συχνότητες (u,v) .



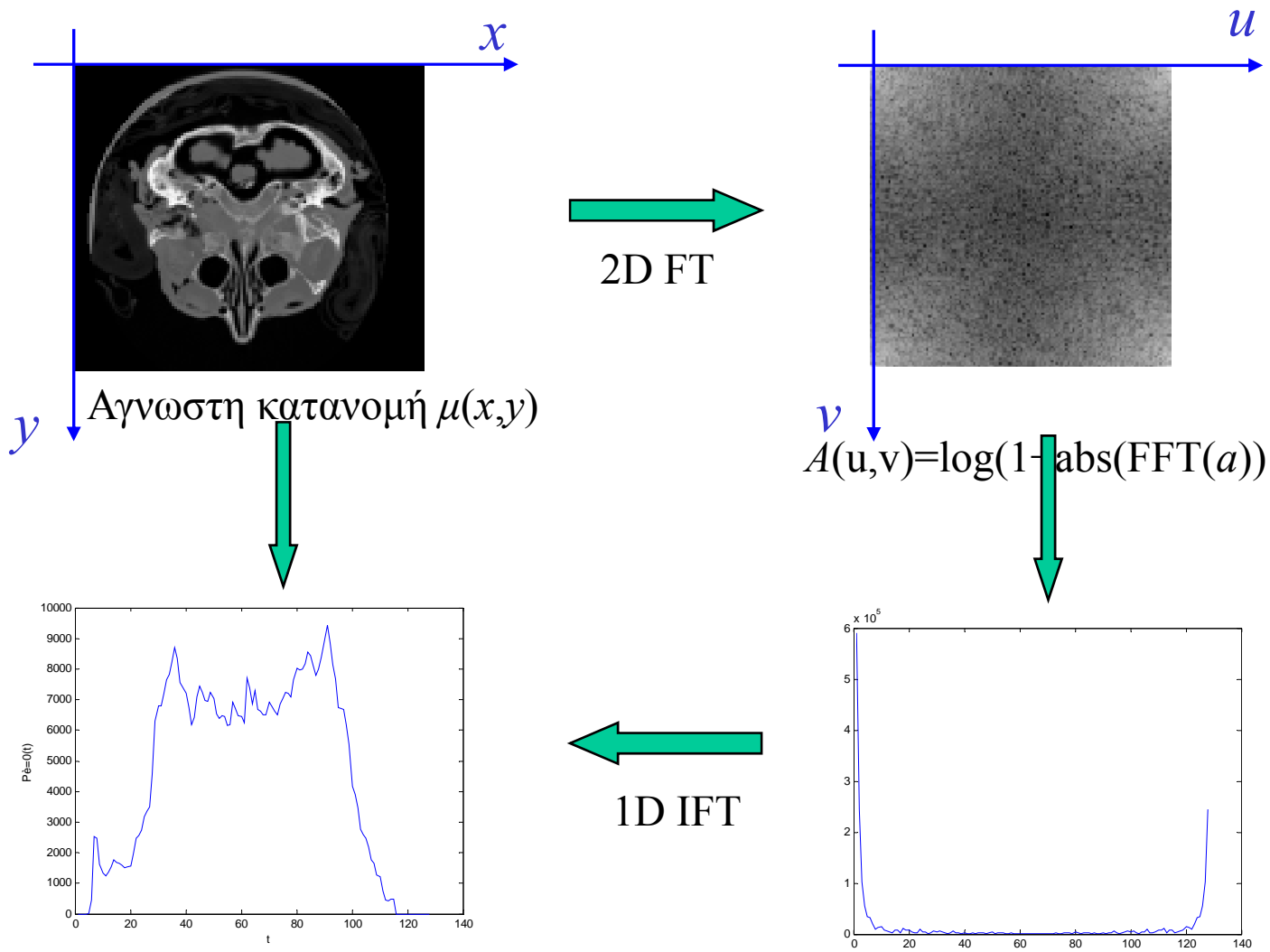
Ακτινική συμπλήρωση του χώρου,
 βάσει των παράλληλων προβολών
 της εικόνας

Απαιτούμενη καρτεσιανή
 συμπλήρωση

Απεικόνιση του χώρου των χωρικών συχνοτήτων.

Κ. Δελημπασής

Παράδειγμα FST



Παράλληλη προβολή

Κ. Δελήμπασης

Μαθηματική ερμηνεία της ανακατασκευής με φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή

Ορισμός του IFT $f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{j2\pi(ux+vy)} du dv$

$u=w\cos\theta$ και $v=w\sin\theta$ $= \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)} w dw d\theta$

Μετατροπή του IFT
καρτεσιανές \rightarrow πολικές
συντεταγμένες $\int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)} w dw d\theta + \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta + \pi) e^{j2\pi w(x\cos(\theta+\pi)+y\sin(\theta+\pi))} w dw d\theta$

$F(-w, \theta) = F(w, \theta + \pi)$ $= \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)} w dw d\theta + \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(-w, \theta) e^{j2\pi(-w)(x\cos\theta+y\sin\theta)} w dw d\theta$

$$= \int_0^{\pi} \int_0^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)} w dw d\theta + \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^0 F(w, \theta) e^{j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)} |w| dw d\theta$$

Οπισθοπροβολή των
φιλτραρισμένων IFT $= \int_0^{\pi} \left[\int_{-\infty}^{\infty} F(w, \theta) e^{j2\pi w(x\cos\theta+y\sin\theta)} |w| dw \right] d\theta$
των προβολών

Το FT της προβολής κατά θ ,
πολλαπλασιασμένη με $|w|$ και
μετασχηματισμένη κατά IFT.
Κ. Δελήμασης

- Το γινόμενο (στοιχείο προς στοιχείο) $F(\omega, \theta)|\omega|$ αποτελεί φίλτρο στο χώρο των συχνοτήτων \rightarrow ισοδυναμεί με συνέλιξη στο χώρο του χρόνου
- Το φίλτρο είναι υπερατά \rightarrow ενισχύει τις υψηλές συχνότητες, εκεί που λόγω της ακτινικής δειγματοληψίας του χώρου συχνοτήτων, η δειγματοληψία είναι «αραιή».

Απλό παράδειγμα οπισθοπροβολής

1	2	1
2	3	4
2	4	3
5	9	8

$P_{\theta=0}(t)$

Δημιουργία της παράλληλης
προβολής

5	9	8
5	9	8
5	9	8

Οπισθοπροβολή της παράλληλης
προβολής στα pixel της
ανακατασκευασμένης εικόνας

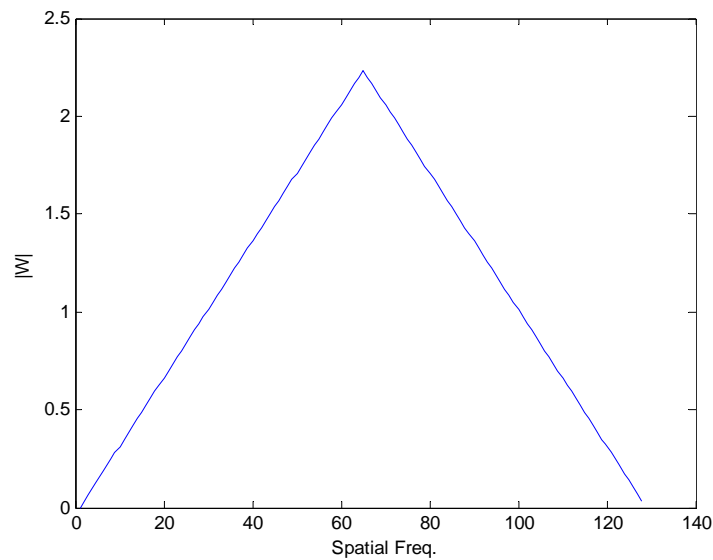
Υπολογιστική υλοποίηση

- Η παράμετρος w είναι χωρική συχνότητα. Σε υπολογιστικές εφαρμογές, μπορούμε να θεωρήσουμε ότι $|w| < W_{max} \rightarrow$ το πλάτος $\Delta\tau$ της παράλληλης προβολής δεν μπορεί να είναι $> 1/2 W_{max}$.
- Αν ληφθούν N προβολές, τότε $P_\theta(m\Delta\tau)$, $m = -N/2 \dots N/2 - 1$

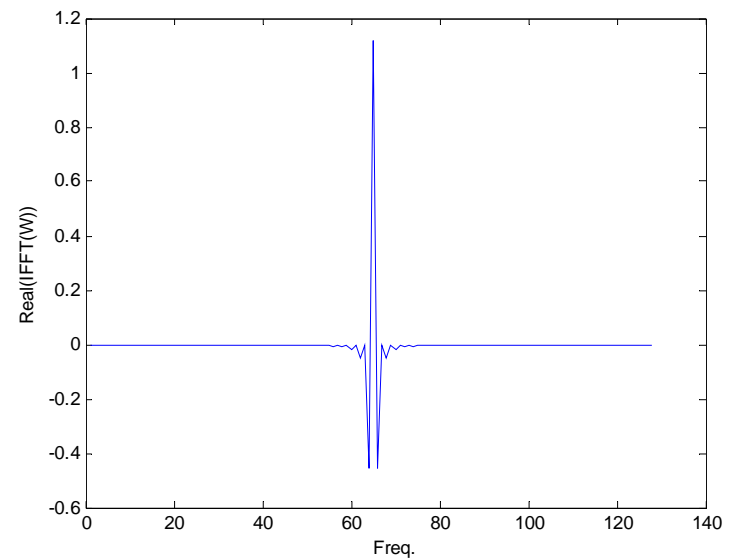
$$S_\theta(w) = S\left(m \frac{2W}{N}\right) = \frac{1}{2W} \sum_{k=-N/2}^{N/2+1} P_\theta\left(\frac{k}{2W}\right) e^{-j2\pi\left(m \frac{k}{N}\right)}$$

$$Q_\theta(w) = \frac{2W}{N} \sum_{m=-N/2}^{N/2+1} S_\theta\left(m \frac{2W}{N}\right) \left| m \frac{2W}{N} \right| e^{-j2\pi\left(m \frac{k}{N}\right)}$$

$$f(x, y) = \frac{\pi}{K} \sum_{i=1}^K Q_{\theta_i} (x \cos \theta_i + y \sin \theta_i)$$



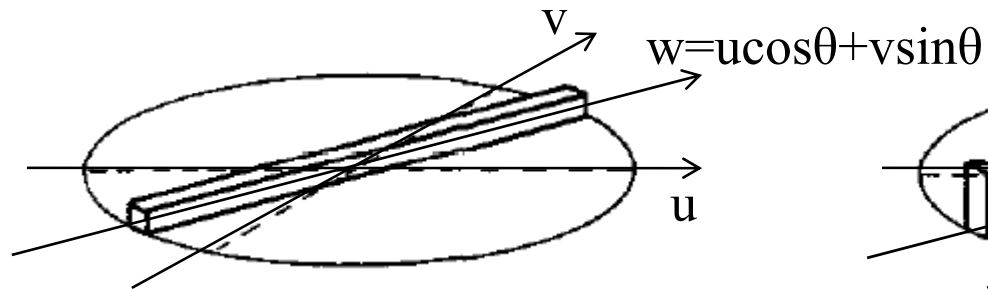
Το φίλτρο $|w|$ για δειγματοληψία
προβολής 128 σημείων, με το
DC σημείο στο κέντρο



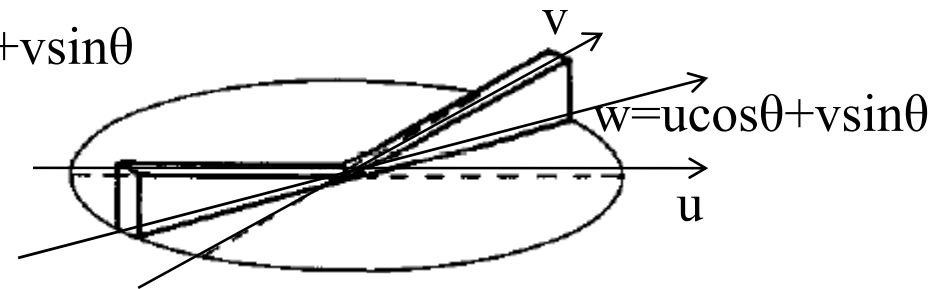
Το πραγματικό μέρος του IFT
του φίλτρου $|w|$ για
δειγματοληψία προβολής 128
σημείων, με το DC σημείο στο
κέντρο.

Ανακατασκευή με φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή

- Η φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή ενισχύει τις υψηλές συχνότητες, χωρίς να συλλέγει νέα δεδομένα



απλή οπισθοπροβολή



φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή

Ανακατασκευή με φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (filtered backprojection)

Η μέθοδος δίνει ακριβή αποτελέσματα:

Για κάθε γωνία θ

Υπολογίζεται η προβολή $P_\theta(t)$

Υπολογίζεται η $P_\theta(w)=FT(P_\theta(t))$

Πολλαπλασιάζεται το $P_\theta(w)$ με το ιδανικό φίλτρο $2\pi|w|/k$

Υπολογίζεται το $s_\theta(t)=IFT$ του προηγούμενου βήματος

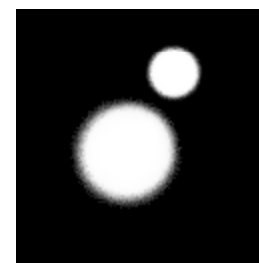
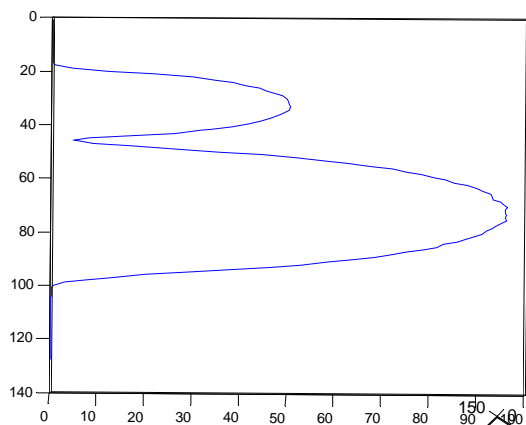
Σε όλα τα pixel της υπό κατασκευή εικόνας που συμμετείχαν στον υπολογισμό της $s_\theta(t)$, προστίθεται η τιμή της $s_\theta(t)$:

For $x=1:n_στήλες$

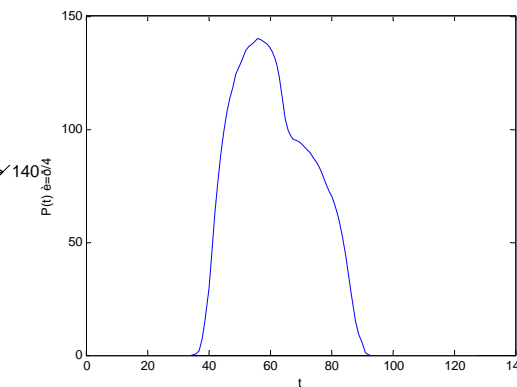
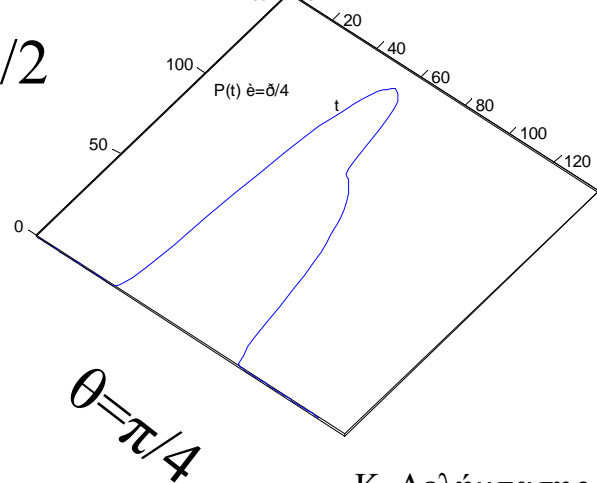
For $y=1:n_γραμμές$

IF $x\cos\theta+y\sin\theta=t \rightarrow I(x,y)=I(x,y)+s_\theta(t)$

Παράδειγμα συνθετικής εικόνας και ενδεικτικών παράλληλων προβολών



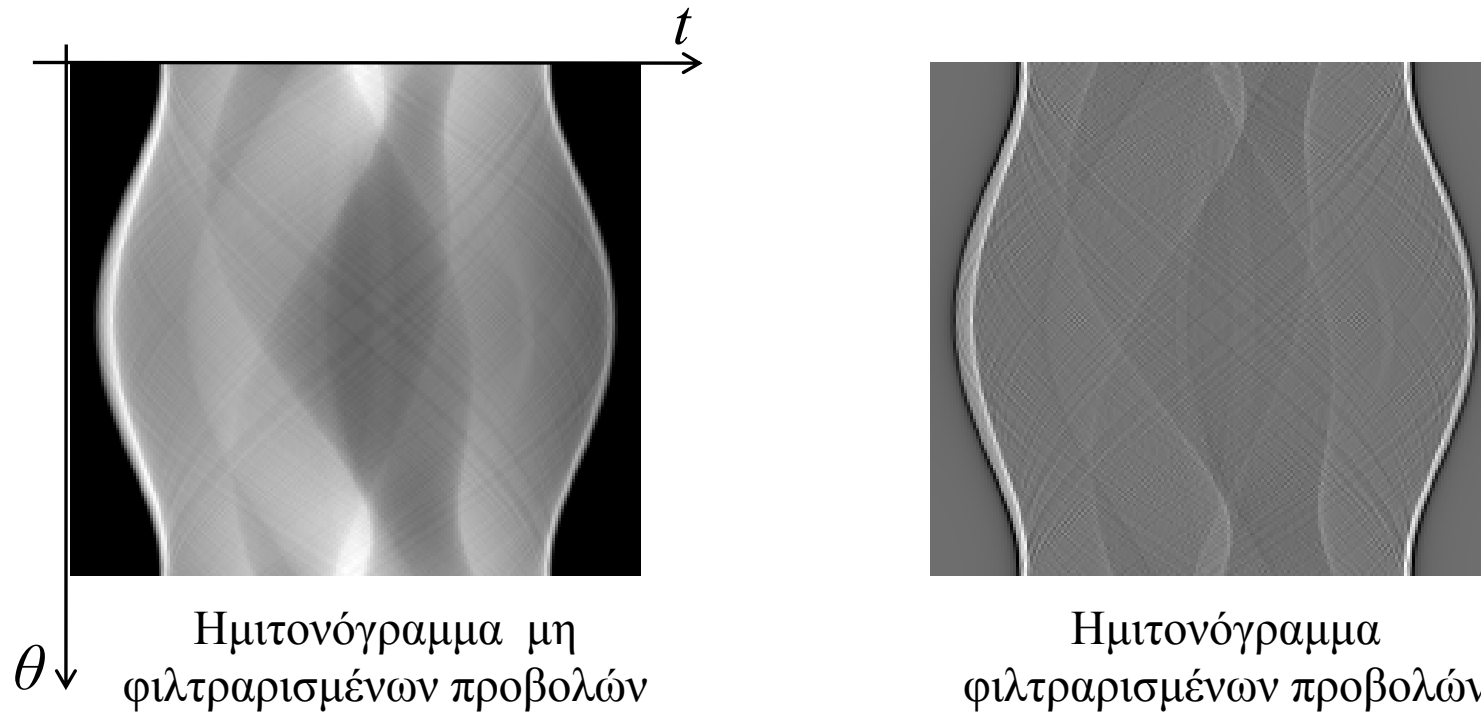
$\theta = \pi/2$



$\theta = 0$

Κ. Δελήμασης

Ημιτονόγραμμα

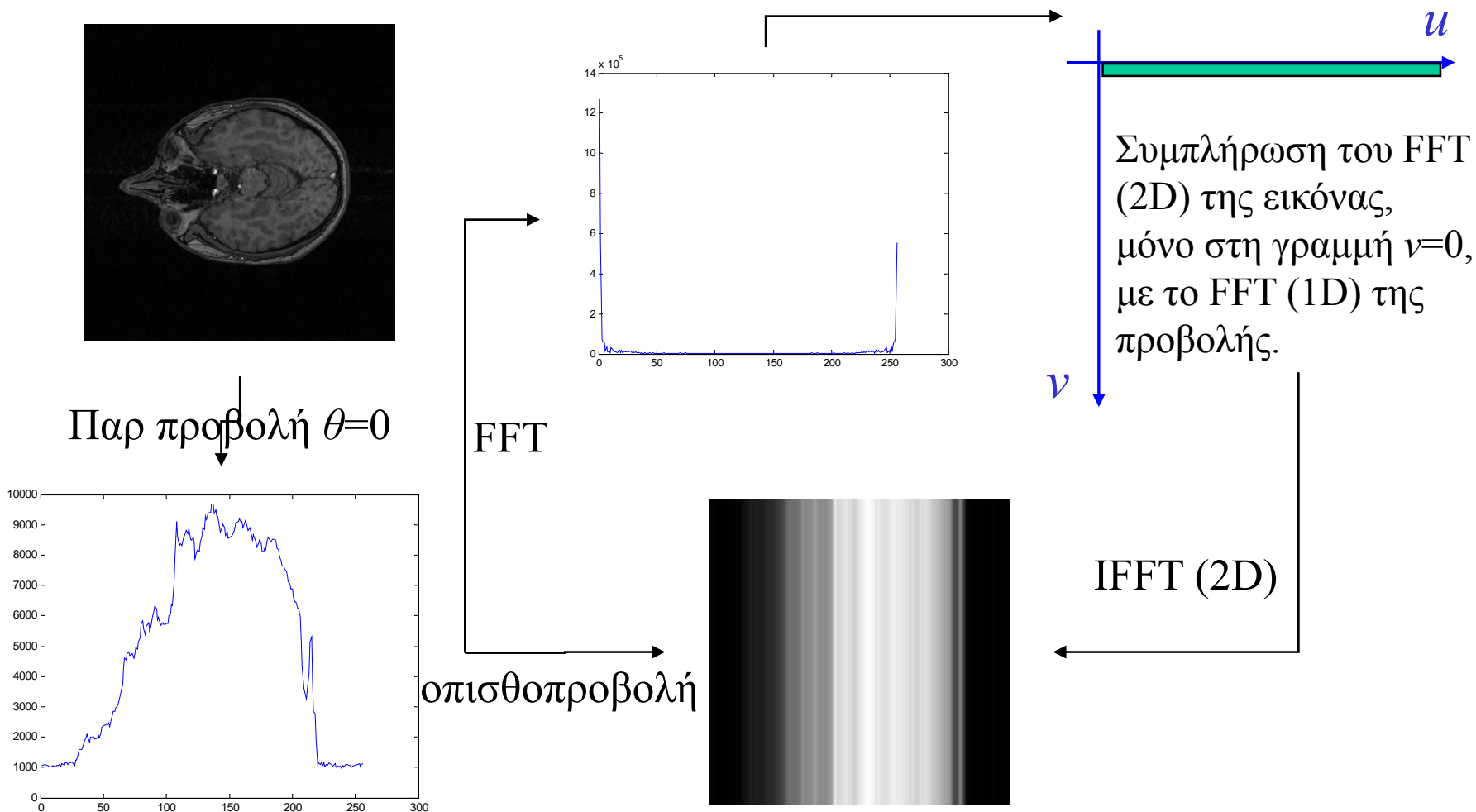


- Το ημιτονόγραμμα κατασκευάζεται σαν μία εικόνα, κάθε γραμμή της οποίας περιέχει τα δεδομένα μίας παράλληλης προβολής.
- Το Ημιτονόγραμμα αποτελεί τα δεδομένα εισόδου του CT τα οποία είναι απαραίτητα για την ανακατασκευή μίας εγκάρσιας τομής.

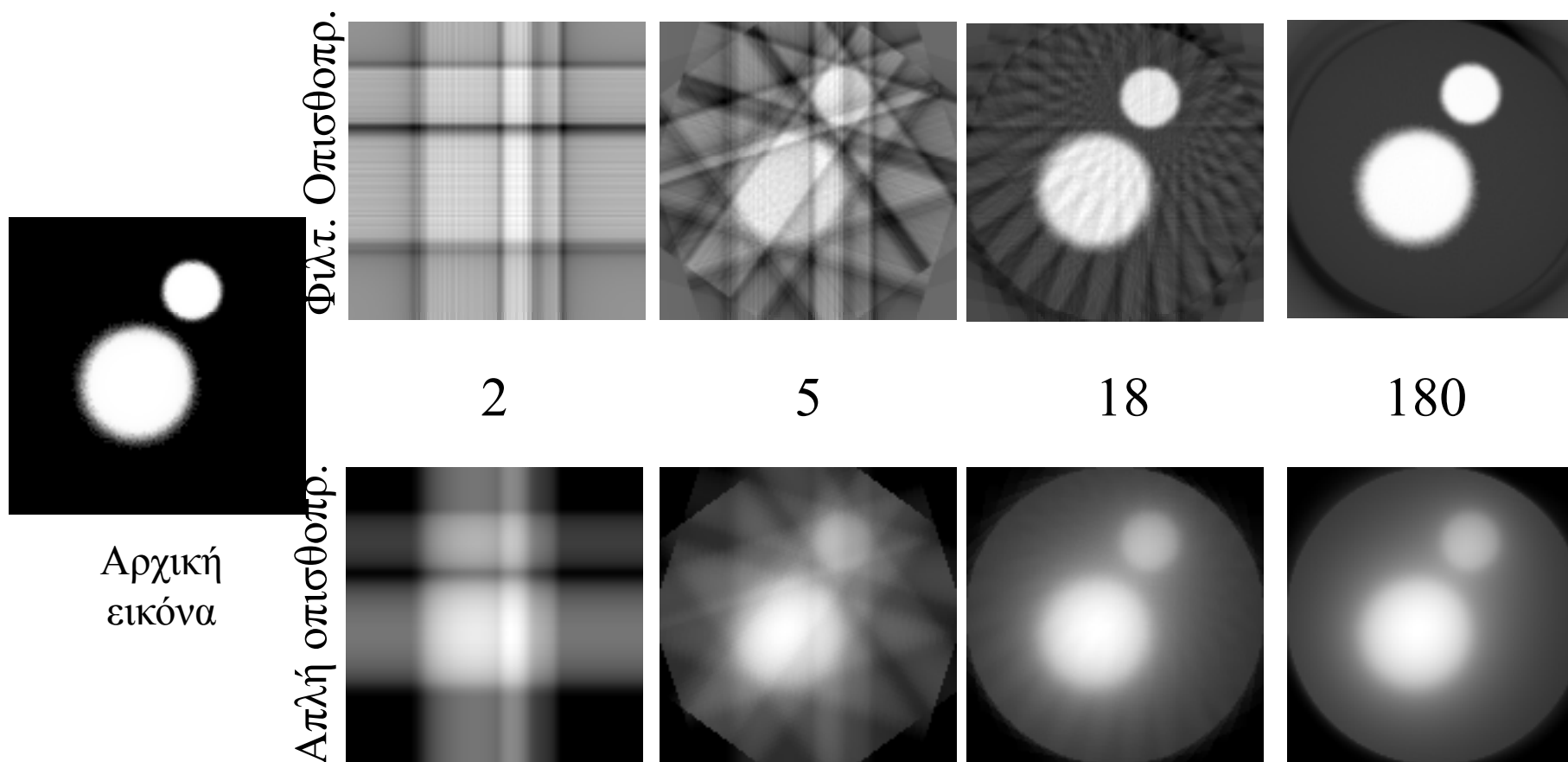
Ανακατασκευή με απλή οπισθοπροβολή (backprojection)

- Αν αγνοήσουμε ότι η συμπλήρωση του $F(u,v)$ γίνεται με τρόπο ακτινικό, προκύπτει η μέθοδος ανακατασκευής με απλή οπισθοπροβολή, **η οποία δεν δίνει ακριβή αποτελέσματα:**
 - Για κάθε γωνία θ
 - Υπολογίζεται η προβολή $P_\theta(t)$
 - Σε όλα τα pixel της υπό κατασκευή εικόνας που συμμετείχαν στον υπολογισμό της $P_\theta(t)$, προστίθεται η τιμή της $P_\theta(t)$:
 - For $x=1:n_στήλες$
 - » For $y=1:n_γραμμές$
 - » IF $x\cos\theta+y\sin\theta=t \rightarrow I(x,y)=I(x,y)+ P_\theta(t)$

Ερμηνεία της ανακατασκευής με απλή οπισθοπροβολή



Παραδείγματα ανακατασκευής συνθετικής εικόνας για διαφορετικό αριθμό προβολών



Ανακατασκευασμένες εικόνες

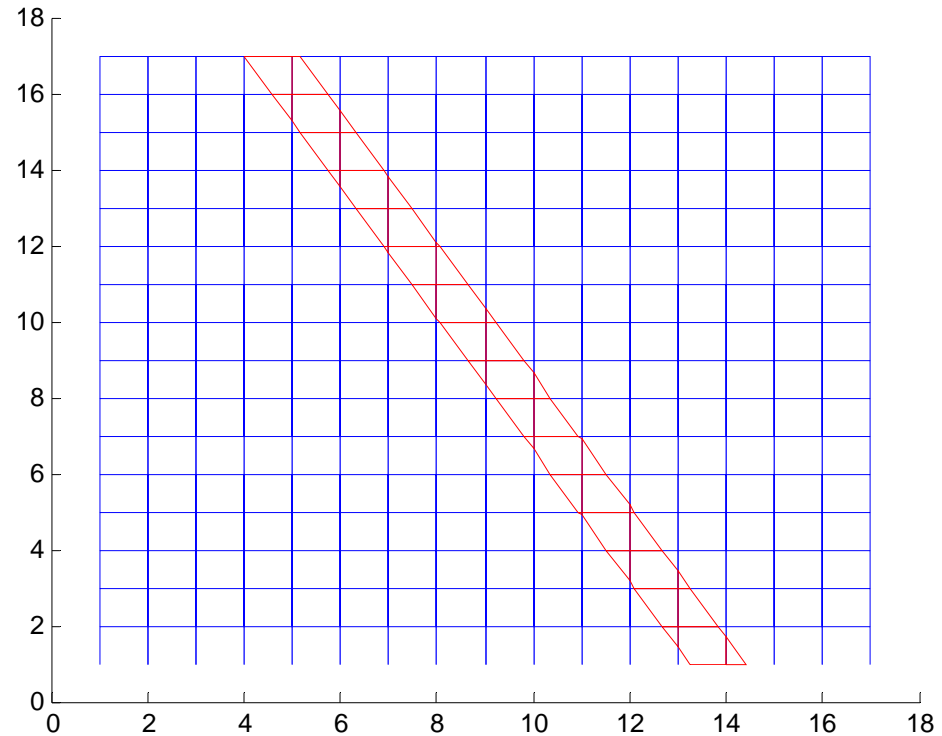
Κ. Δελήμασης

Επαναληπτικές μέθοδοι ανακατασκευής εικόνας – Η ανακατασκευή σαν αλγεβρικό πρόβλημα

- Εστω η συνάρτηση $f(x,y)$ η οποία πρέπει να ανακατασκευαστεί
- Χωρίζουμε την $f(x,y)$ σε ισομεγέθη pixels με συνολικό αριθμό N .
- Θεωρούμε πηγή και ανιχνευτή που καθορίζουν δέσμη (beam) με πλάτος όσο και ένα pixel της $f(x,y)$.
- Θεωρούμε D ανιχνευτές ανά προβολή και N_θ προβολές.
- Υπολογίζουμε την μέτρηση p_j κάθε ανιχνευτή για κάθε προβολή, $j=1,2,\dots, N_\theta D$.

$$p_j = \sum_{i=1}^N w_{ij} f_i$$

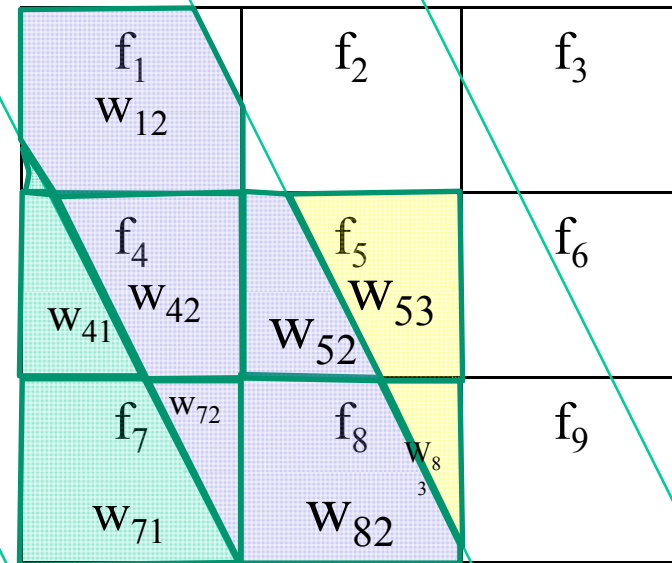
- όπου $i=1,2,\dots,N$ ο συνολικός αριθμός των pixel
 - $j=1,2,\dots,N_\theta D$, ο συνολικός αριθμός των ανιχνευτών για κάθε προβολή N_θ .
- Οι συντελεστές w_{ij} υπολογίζονται ως το κλάσμα του εμβαδού του pixel i το οποίο βρίσκεται εντός της δέσμης j .



Με κόκκινο μία δέσμη πλατους τ που διέρχεται από 16x16 pixel με γωνία θ . Διακρίνονται διαφορετικές περιπτώσεις pixel που ανήκουν ολόκληρα ή εν μέρει

- Η προηγούμενη εξίσωση αποτελεί σύστημα γραμμικών εξισώσεων με άγνωστους τις ζητούμενες τιμές $f(i,j)$.
- Η επίλυση του συστήματος δεν είναι πρακτική, διότι, ο πίνακας w έχει πολύ μεγάλες διαστάσεις: για μία εικόνα 256×256 με 256 ανιχνευτές και 256 προβολές, ο w είναι 65535×65536 και δεν είναι δυνατή η αντιστροφή του.
- Συνήθως ο ο πίνακας w έχει περισσότερες γραμμές από στήλες ($N_{\theta}D > N$), άρα το σύστημα είναι υπερκαθορισμένο και απαιτεί επίλυση με μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων.
- Επιβεβαιώστε ότι για εικόνα 2×2 , με 2 ανιχνευτές και 2 προβολές, ο πίνακας w είναι singular.

Εφαρμογή της προηγούμενης μεθόδου για
 μία συνάρτηση μεγέθους 3x3.
 Κατασκευή των τριών εξισώσεων που
 αντιστοιχούν στους 3 ανιχνευτές.
 Ο συμβολισμός όπως στις προηγούμενες
 διαφάνειες.



$$p_1 = w_{11}f_1 + \underbrace{w_{21}f_2}_0 + \underbrace{w_{31}f_3}_0 + w_{41}f_4 + \underbrace{w_{51}f_5}_0 + \underbrace{w_{61}f_6}_0 + w_{71}f_7 + \underbrace{w_{81}f_8}_0 + \underbrace{w_{91}f_9}_0$$

$$p_2 = w_{12}f_1 + w_{22}f_2 + \underbrace{w_{32}f_3}_0 + w_{42}f_4 + w_{52}f_5 + \underbrace{w_{62}f_6}_0 + w_{72}f_7 + w_{82}f_8 + \underbrace{w_{92}f_9}_0$$

$$p_3 = w_{13}f_1 + w_{23}f_2 + w_{33}f_3 + \underbrace{w_{43}f_4}_0 + w_{53}f_5 + w_{63}f_6 + \underbrace{w_{73}f_7}_0 + w_{83}f_8 + w_{93}f_9$$

... = ...

Επαναληπτικός τύπος ανακατασκευής

- Εστω w_{ij} το ποσοστό του pixel i που είναι ορατό από τη δέσμη j . Ο δείκτης j αποτελεί συνδυασμό του ανιχνευτή D και της προβολής κατά γωνία θ .

$\mathbf{w}_i = \{w_{ij}\}$: το ποσοστό του pixel j εντός της δέσμης i

$i = 1, \dots, N_\theta D$ detector/orientation index

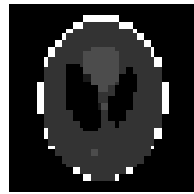
$j : 1, \dots, N$ pixel index

d_i : the correct value of detector i

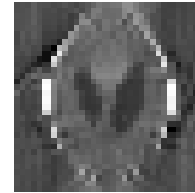
$\mathbf{f}^i = \{f_j\}$, $j : 1, \dots, N$ pixel index υπολογισμένες τιμές μετά την δέσμη i

$$\mathbf{f}^i = \mathbf{f}^{i-1} - \frac{\vec{\mathbf{f}}^{i-1} \cdot \vec{\mathbf{w}}_i - d_i}{\vec{\mathbf{w}}_i \cdot \vec{\mathbf{w}}_i} \vec{\mathbf{w}}_i$$

- $i=1, 2, \dots, N_\theta D$, ο συνολικός αριθμός των ανιχνευτών για κάθε προβολή N_θ .
- f, w_i είναι διανύσματα με μήκος ίσο με το συνολικό αριθμό pixel, d_i είναι βαθμωτό μέγεθος.



(α)



(β)

- Ανακατασκευή του Shepp-Logan phantom (32x32 pixel), 32 ανιχνευτές ανά προβολή και 180 προβολές, με χρήση (α) του επαναληπτικού τύπου και (β) με απευθείας λύση του υπερκαθορισμένου γραμμικού συστήματος εξισώσεων.

Σύγκριση Αλγόριθμων Ανακατασκευής

Συνελικτικοί

- Χαρακτηριστικά
 - Μετασχηματισμός Fourier
 - Φιλτράρισμα
 - Αντίστροφος FT
 - Οπισθοπροβολή
- Πλεονεκτήματα
 - Μικρός χρόνος ανακατασκευής / απαιτήσεις σε μνήμη
- Μειονεκτήματα
 - Μεγάλη ευαισθησία στο θόρυβο
 - Μεγάλη ευαισθησία στον μικρό αριθμό προβολών
 - Ακτινικά παράσιτα (image artefacts)

Επαναληπτικοί

- Χαρακτηριστικά
 - Διακριτοποίηση εικόνας
 - Θεώρηση διακριτών pixel ως αγνώστους και κατασκευή συστήματος γραμμικών εξισώσεων
 - Επίλυση με επαναληπτικό αλγόριθμο
- Πλεονεκτήματα
 - Μικρή ευαισθησία στο θόρυβο
- Μειονεκτήματα
 - Μεγάλος χρόνος ανακατασκευής / απαιτήσεις σε μνήμη

Μέγεθος που καταγράφει το CT

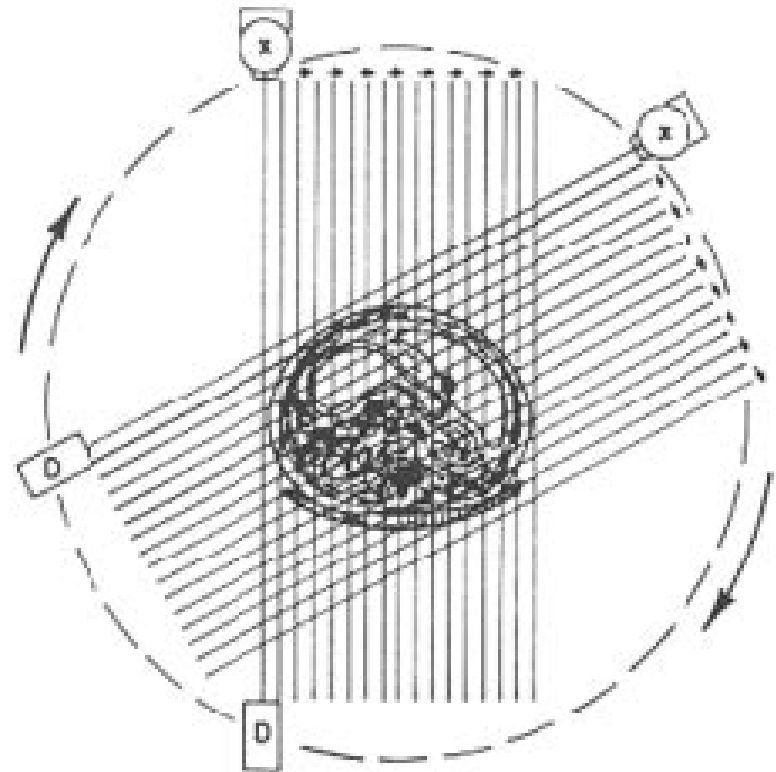
- Όπως είδαμε ως τώρα, το CT καταγράφει τον γραμμικό συντελεστή απορρόφησης μ των διαφόρων υλικών τα οποία απεικονίζει.
- Η απεικονιζόμενη τιμή είναι το μ του εκάστοτε υλικού σε σχέση με το μ του νερού:

$$CT\ number = 1000 \frac{\mu(x, y) - \mu_{νερού}}{\mu_{νερού}}$$

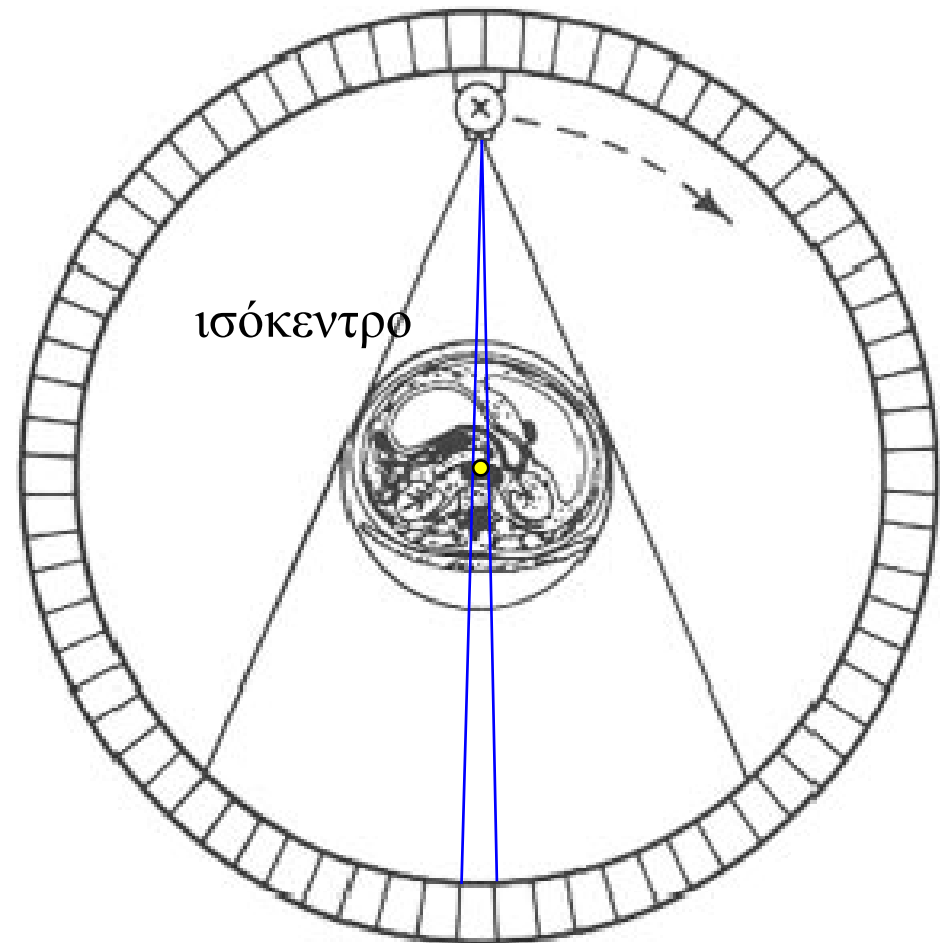
Tissue	μ (cm ⁻¹) 60keV
Bone	0.528
Blood	0.208
Gray matter	0.212
White matter	0.213
CSF	0.207
Water	0.206
Fat	0.185
Air	0.0004

Χαρακτηριστικά της εικόνας του CT

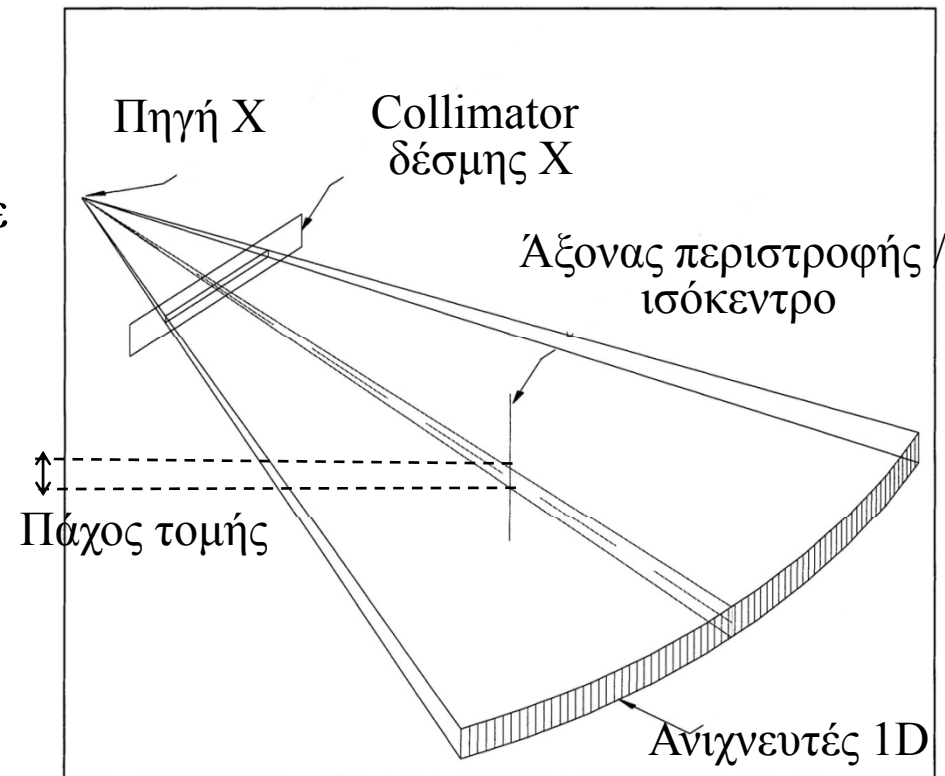
- Βάσει του προηγούμενου πίνακα, το CT number κυμαίνεται από -1000 - +1000 → για κάθε voxel της εικόνας που παράγει το CT χρειάζονται 2 bytes (10-12 bits).
- Οι δύο διαστάσεις των voxel στο επίπεδο XY , ορίζονται από το βήμα της πηγής και του ανιχνευτή, στην περίπτωση της παράλληλης προβολής.



- Στην περίπτωση των CT 2ης, 3ης και 4ης γενιάς, το μέγεθος του voxel στην x και y διάσταση, ορίζεται από το πλάτος (μετρημένη στο XY επίπεδο) κάθε δέσμης στο ισόκεντρο.
- **Ισόκεντρο** είναι το κέντρο της περιστροφής της / των πηγών και των ανιχνευτών



- Κάθε τομή που παράγεται έχει πάχος που καθορίζεται από το πάχος της δέσμης στο **ισόκεντρο**.
- Το πάχος της δέσμης ισούται με το μέγεθος του voxel στη Z διάσταση.
- Σε περίπτωση που μετά τη λήψη μίας τομής, ο ασθενής μετακινηθεί κατά τον άξονα Z λιγότερο από το πάχος της δέσμης, τότε οι δύο τομές τέμνονται και το μέγεθος του voxel στη Z διάσταση ισούται με την απόσταση των κέντρων των δύο τομών



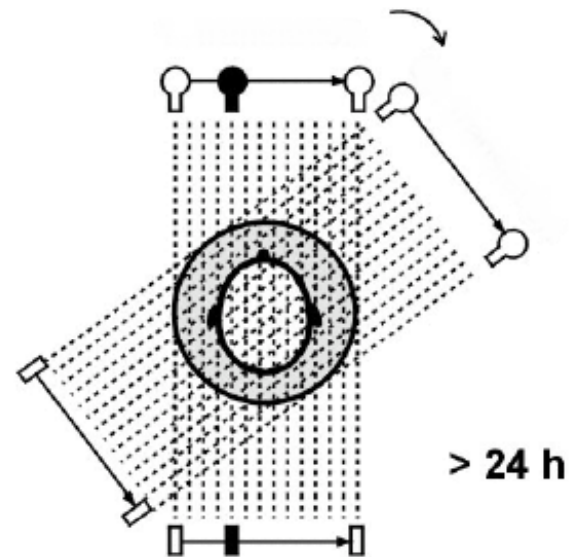
- Κβαντομηχανικός θόρυβος: $\sim 1/\text{SQRT}(D) \rightarrow$ μειώνεται ανάλογα με την τετραγωνική ρίζα της δόσης D .
- Αντιστρόφως ανάλογος της διάστασης του voxel 4

Τυπικές τιμές δόσης ασθενούς κατά τη διάρκεια του CT

	Κεφάλι	Θώρακας	Κοιλιά	Λεκάνη
Κάλυψη Z (mm)	150	310	240	150
Πάχος τομών	5	5	5	3
Χρόνος εξέτασης (sec)	32	32	40	40
Κρίσιμο όργανο	Φακός οφθαλμού	Πνεύμονας	Ήπαρ	Κύστη
Τυπική δόση (mSv)	0,9	6,3	6,8	3,9

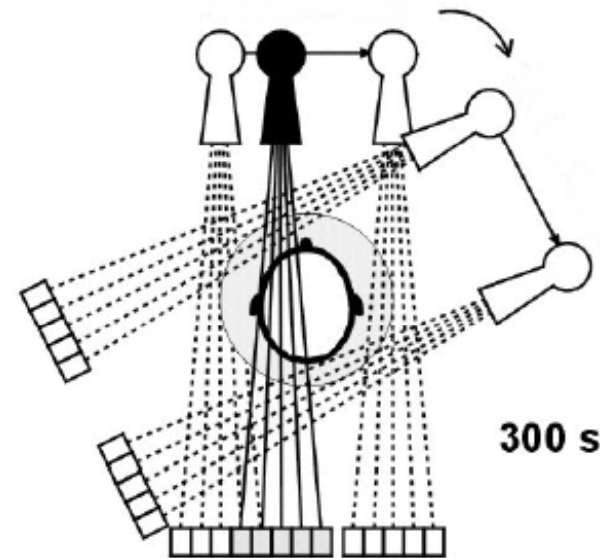
Υπολογιστικός Τομογράφος 1ης γενιάς

- Ένας ανιχνευτής
- Μετακίνηση και περιστροφή πηγής - ανιχνευτή
- Παράλληλη δέσμη
- Χρόνος συλλογής: 5min/τομή



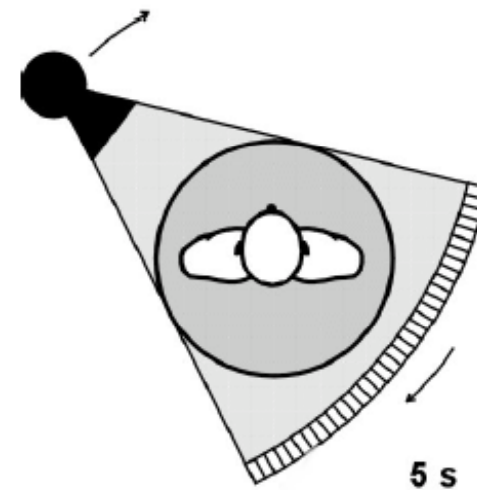
Υπολογιστικός Τομογράφος 2ης γενιάς

- Πολλαπλοί ανιχνευτές που δεν καλύπτουν όλη την τομή
- Μετακίνηση και Περιστροφή πηγών και ανιχνευτή
- Αποκλίνουσα δέσμη που δεν καλύπτει όλη την τομή
- 30sec/τομή (σάρωση με μεγαλύτερα γωνιακά βήματα)



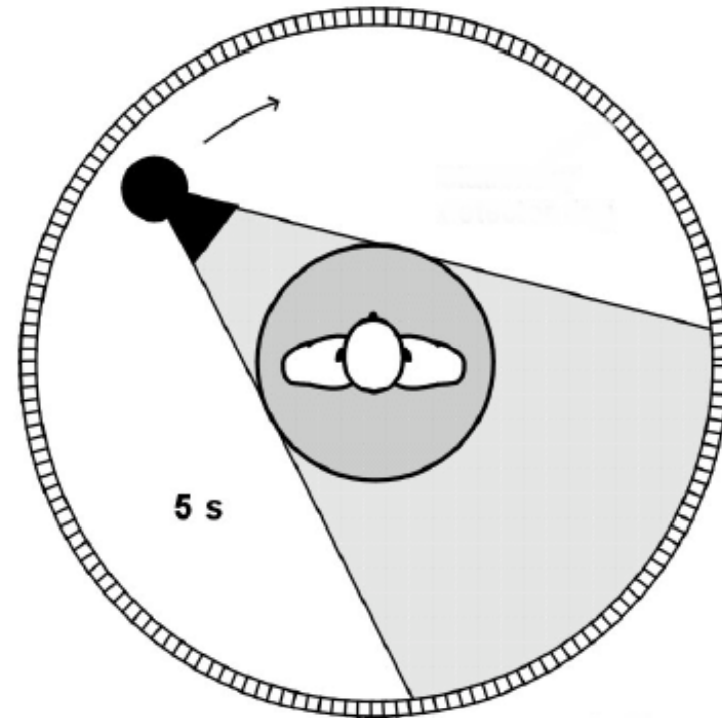
Υπολογιστικός Τομογράφος 3ης γενιάς

- Πολλαπλοί ανιχνευτές
- Περιστροφή πηγής και ανιχνευτά
- Ευρεία αποκλίνουσα δέσμη που καλύπτει όλη την τομή
- 1sec/τομή



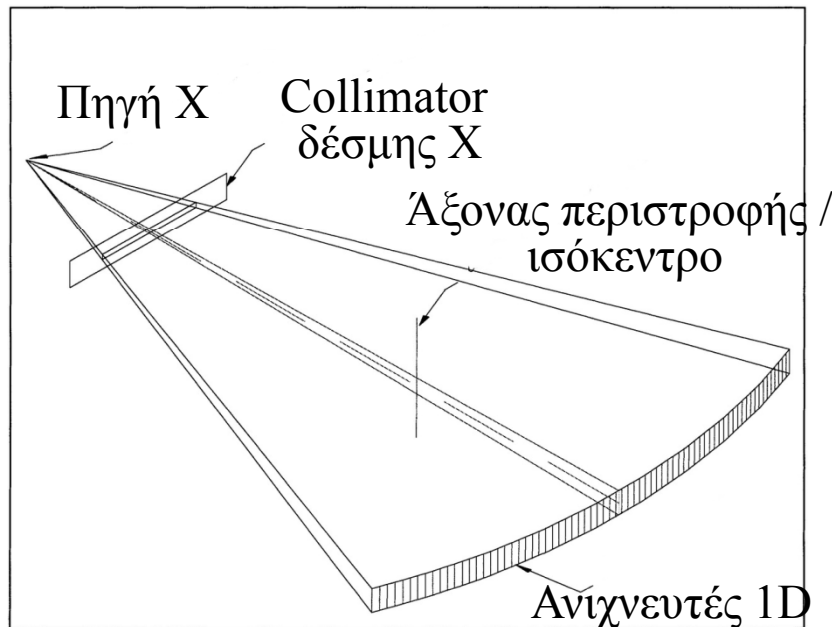
Υπολογιστικός Τομογράφος 4ης γενιάς

- Δακτύλιος 600-4800 ανιχνευτών (καλύπτουν ολόκληρο τον κύκλο)
- Περιστροφή πηγής και όχι των ανιχνευτών
- Ευρεία αποκλίνουσα δέσμη
- 1sec/τομή
- Κατάργηση θορύβου εξαιτίας κίνησης ανιχνευτών

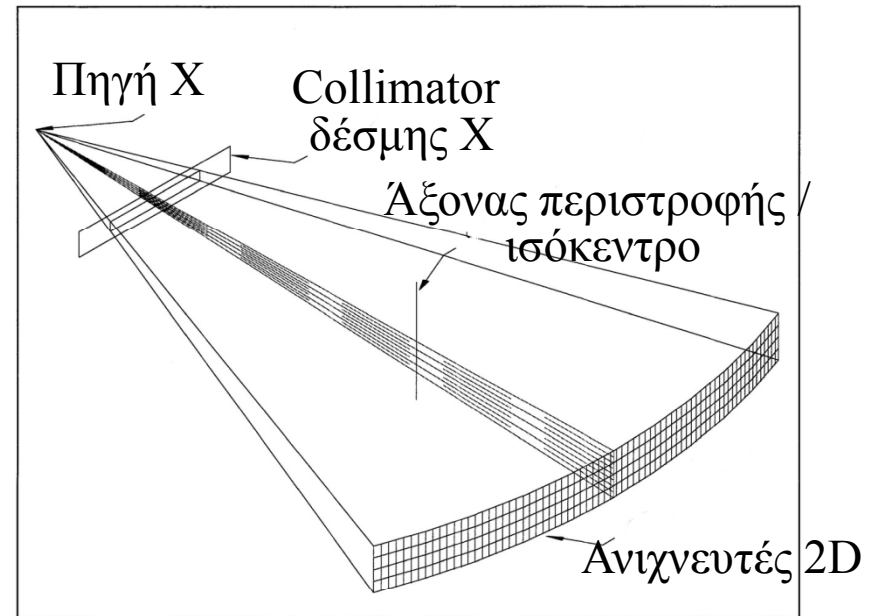


Η έννοια της ταυτόχρονης συλλογής πολλαπλών τομών

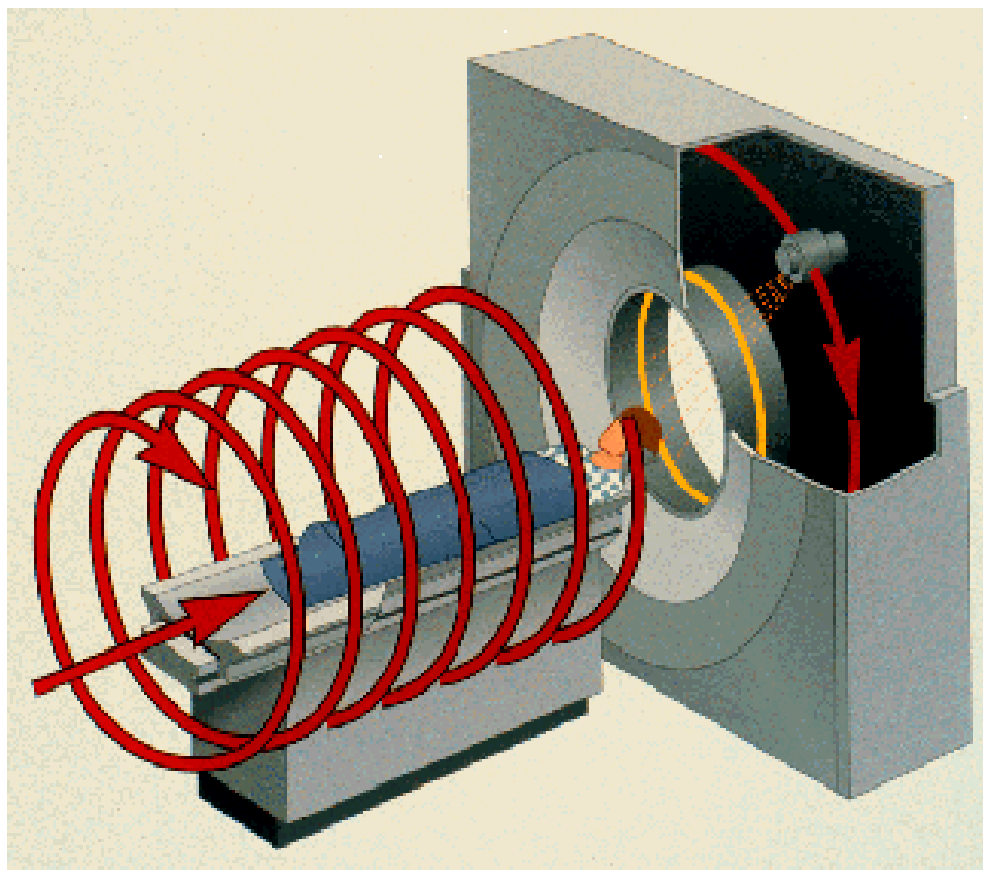
Μία σειρά ανιχνευτών και λεπτό
collimation δέσμης.



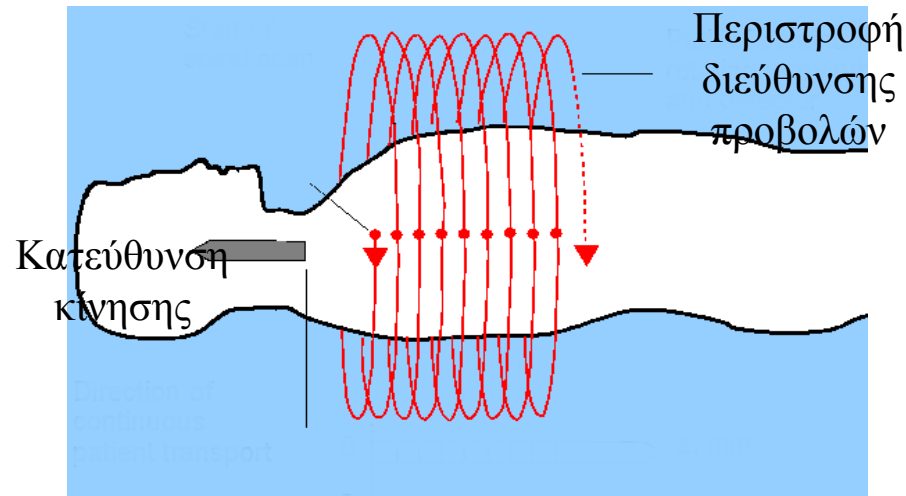
Πολλαπλή σειρά ανιχνευτών και
φαρδύ collimation δέσμης.



Σπειροειδής αξονικός Τομογράφος – helical ή spiral CT



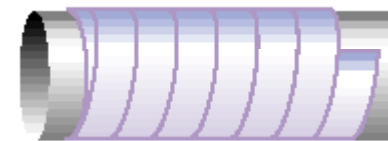
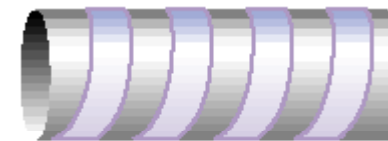
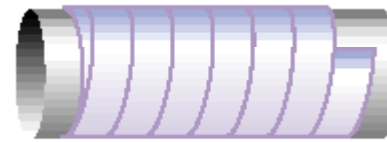
Σπειροειδής αξονικός Τομογράφος – helical ή spiral CT



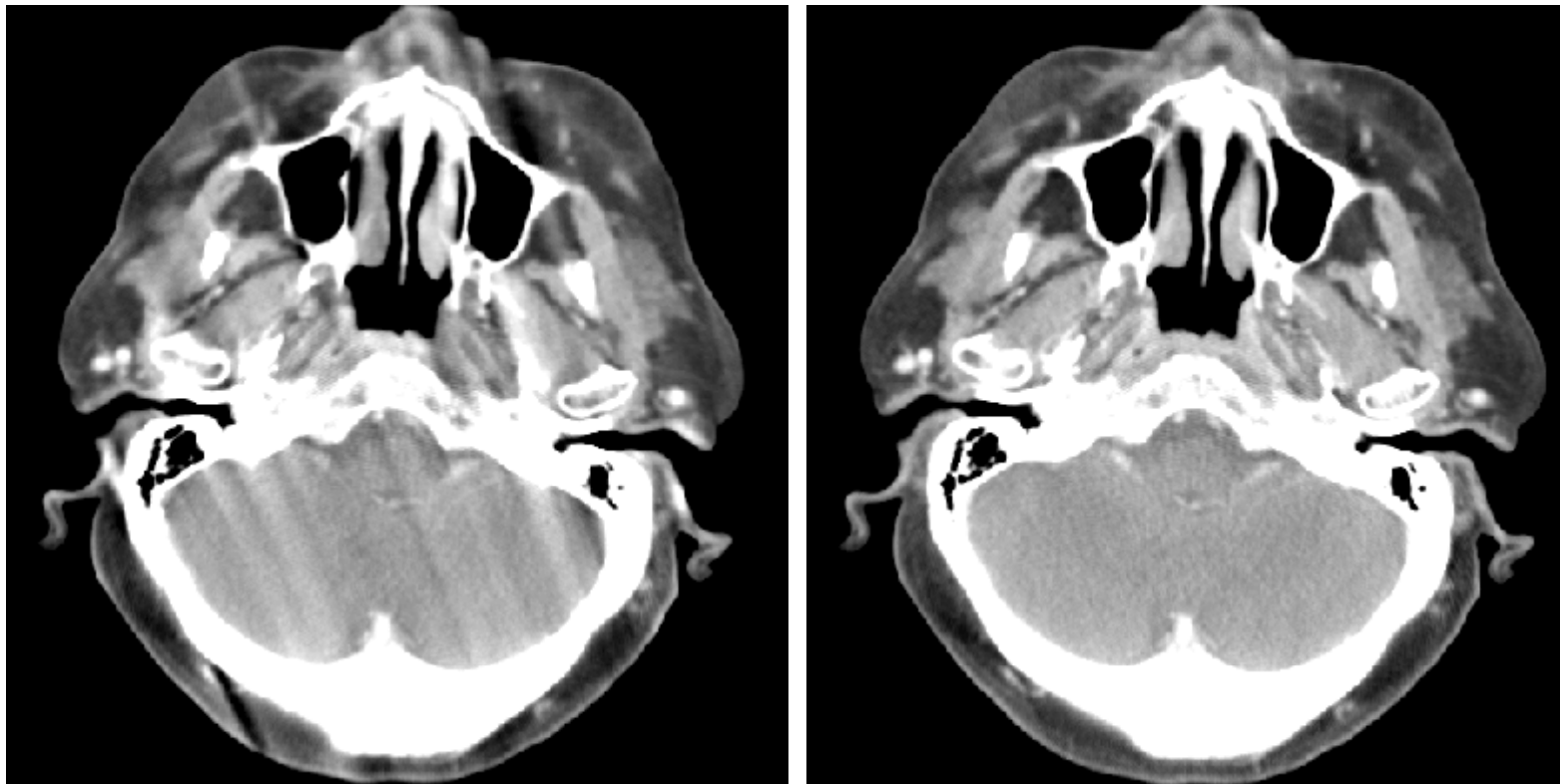
- Συμβατική μέθοδος:
 - το κρεβάτι του CT (gantry) είναι ακίνητο κατά τη λήψη των προβολών μίας τομής.
 - Μετά την ολοκλήρωση 360⁰ η συλλογή σταματά, το gantry προχωρεί κατά ένα βήμα και η διαδικασία επαναλαμβάνεται
- Τελευταία εξέλιξη του CT: κατά τη διάρκεια της συλλογής των προβολών μίας τομής το κρεβάτι του CT (gantry) δεν παραμένει ακίνητο αλλά κινείται με σταθερή ταχύτητα.

- Η πηγή φαίνεται να κινείται σπειροειδώς γύρω από τον ασθενή (spiral CT) (στο σύστημα αναφοράς του ασθενή).
- Κατά συνέπεια τα δεδομένα των προβολών δε συλλέγονται από οριζόντιες τομές αλλά από επίπεδα που προχωρούν ελικοειδώς κατά μήκος του ασθενή.
- Κύρια παράμετρος: πόσο γρήγορα κινείται το κρεβάτι του CT (gantry) σε σχέση με το πάχος της τομής:
- **Pitch**= $d/(M \cdot S)$, όπου:
 - d απόσταση που κινείται το gantry κατά τη διάρκεια μίας πλήρους περιστροφής (mm/360⁰)
 - M : αριθμός των τομών που συλλέγονται ταυτόχρονα σε μία πλήρη περιστροφή
 - S : το ονομαστικό πάχος κάθε τομής

- Pitch=1: για κάθε σημείο συλλέγονται δεδομένα προβολών για περιστροφή της πηγής = 360° .
- Pitch<1: για κάθε σημείο συλλέγονται δεδομένα προβολών για περιστροφή της πηγής $> 360^{\circ}$.
- Pitch=2: για κάθε σημείο συλλέγονται δεδομένα προβολών για περιστροφή της πηγής = 180° .



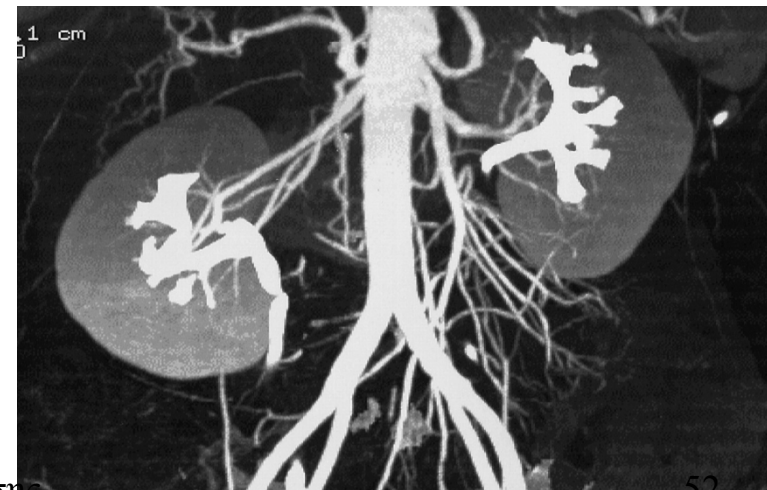
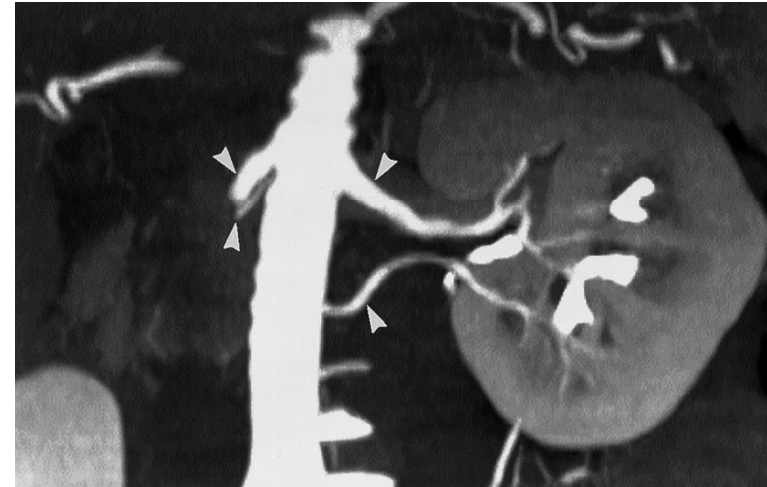
- Στην πραγματικότητα, ο ελικοειδής CT ανακατασκευάζει τομές σε πλάγιο επίπεδο, ανάλογα με το βήμα της έλικας που δημιουργεί η κίνηση της πηγής στο σύστημα αναφοράς του ασθενούς.
- Για να ανακατασκευαστούν οριζόντιες τομές, θα πρέπει να γίνει interpolation σε οριζόντια επίπεδα, παράλληλα με το XY



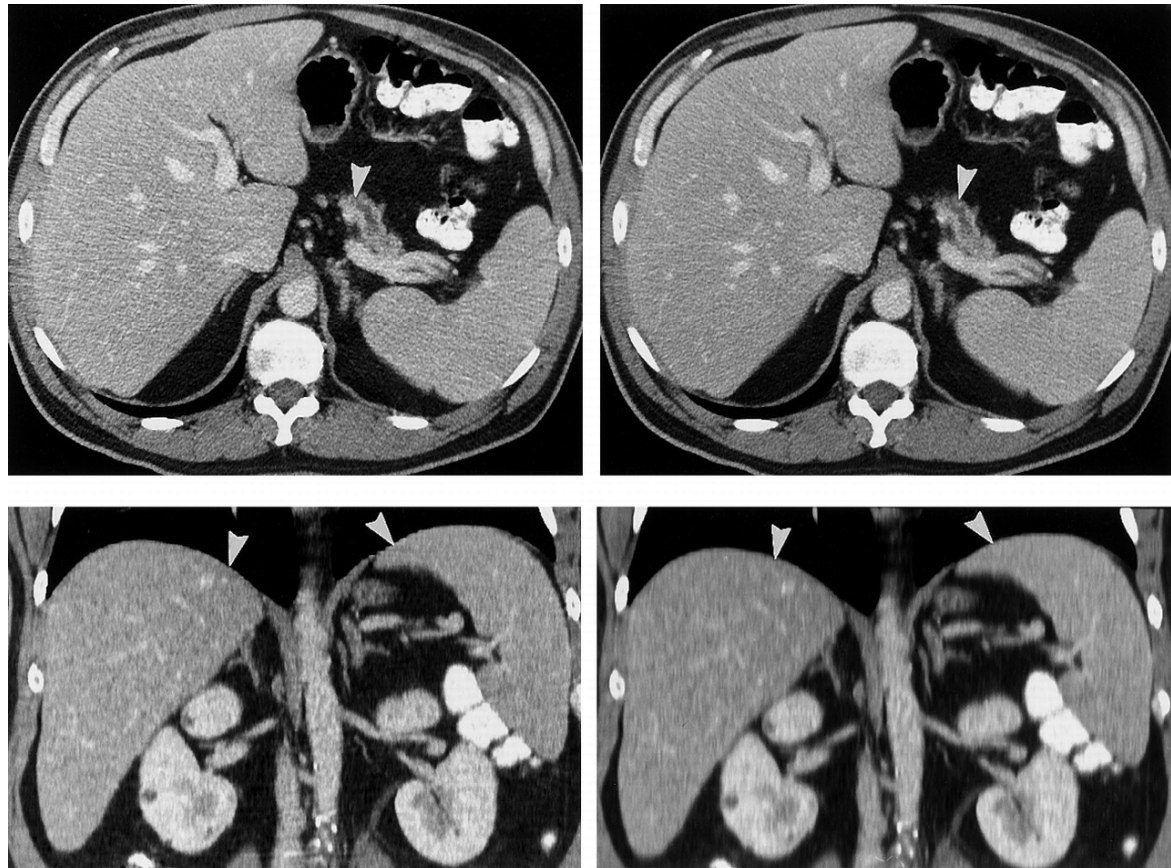
Ανακατασκευή τομών ελικοειδούς CT χωρίς interpolation (αριστερά) και με interpolation (δεξιά).

Παράδειγμα κλινικών εφαρμογών του Ελικοειδούς CT - Αγγειογραφία

- Τομή (coronal plane) δωρητή νεφρού. 120 keV, 370 mA, 0.8 second, ταχύτητα τράπεζας 7.5 mm / περιστροφή της πηγής, 234mm κάλυψη σε 25 seconds και πάχος τομής 1.25mm.
- Χορήγηση 5ml ακτινοσκιερού υγρού.

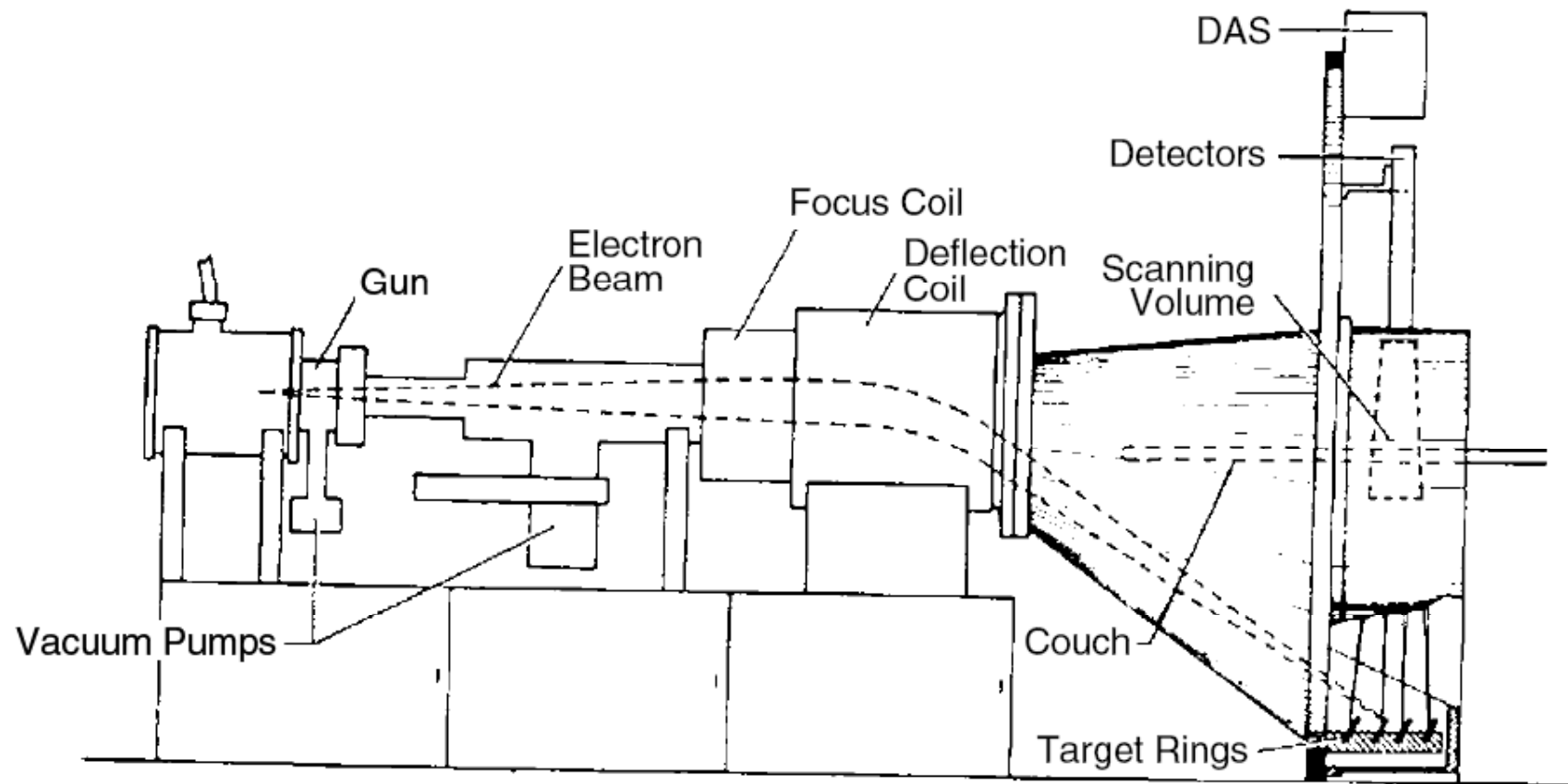


Τομές εγκάρσιες (1^η γραμμή) και coronal (2^η γραμμή), σε πάχος τομής 2.5mm (αριστερή στήλη) και 5mm (δεξιά στήλη). (140 keV, 260 mA, 0.8 second, ταχύτητα τράπεζας 15.0mm / περιστροφή, 150ml ακτινοσκιερό υγρό)



Ultrafast CT Scanners

- Αυτή η αρχιτεκτονική καταργεί όλα τα κινούμενα μέρη στο CT. Η πηγή αντικαθίσταται από μία δέσμη ηλεκτρονίων, η οποία αποκλίνει κατάλληλα, ώστε να προσκρούει στην άνοδο A.
- Η άνοδος (κεφαλή από Tg) βρίσκεται σε όλο το εσωτερικού μέρος του δακτυλιδιού, σε επίπεδο διαφορετικό από αυτό των ανιχνευτών, σε γωνία τέτοια, ώστε τα παραγόμενα φωτόνια X να προσκρούουν τελικά στους ανιχνευτές.
- Ο «χρόνος περιστροφής» της πηγής είναι ~50 msec και περιορίζεται κυρίως από το χρόνο έκθεσης των ανιχνευτών σε κάθε πηγή.
- Επισημαίνεται ότι το μόνο κινητό μέρος είναι η δέσμη των ηλεκτρονίων και όχι η πηγή των X.



Κλινικές εφαρμογές του ultrafast CT

- Απεικόνιση κινούμενων μερών του ανθρώπινου σώματος: καρδιά («πάγωμα» καρδιακής κίνησης), θώρακας, μεσοθωράκιο («πάγωμα» κίνησης αναπνοής) κλπ.
- Η κίνηση του απεικονιζόμενου αντικειμένου δημιουργεί ελαττώματα κίνησης (motion artifacts), με αποτέλεσμα την θόλωση του αντικειμένου και του περιγράμματος του

Τα κύρια μέρη του CT

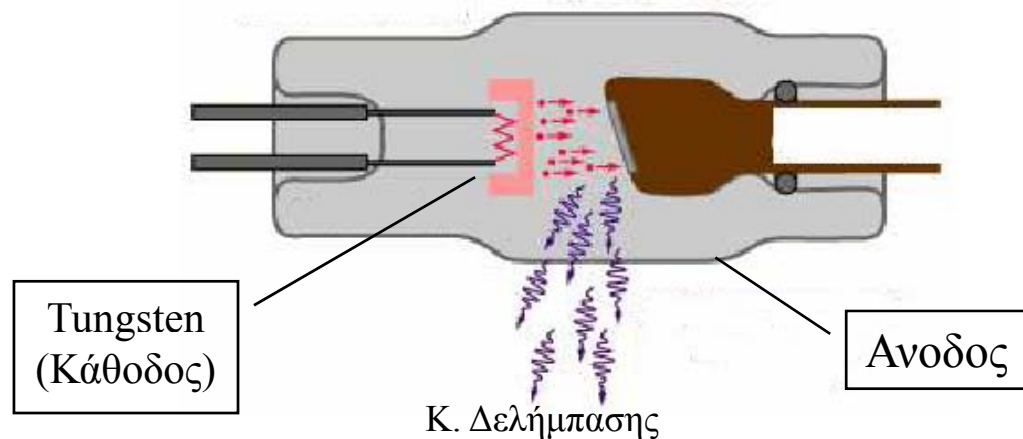
- Πηγή ακτίνων X
- Ανιχνευτής

Πηγή ακτίνων Χ

- Η πηγή των ακτίνων Χ αποτελείται από ένα καθοδικό σωλήνα, το εσωτερικό του οποίου βρίσκεται σε κενό αέρος.
- Η κάθοδος καταλήγει σε ένα λεπτό σύρμα από Βολφράμιο (Tungsten –W) ή Μολυβδένιο (πολύ υψηλό σημείο τήξης, πολύ χαμηλό συντελεστή θερμικής διαστολής).
- Η κάθοδος βρίσκεται υπό αρνητική τάση και εκπέμπει ηλεκτρόνια (e) λόγω του φαινομένου της θερμιονικής εκπομπής.
- Στην περίπτωση του ελικοειδούς CT, τα e εκπέμπονται και σχηματίζουν επιταχυνόμενη δέσμη από γραμμικό επιταχυντή (LINAC).
- Η άνοδος αποτελείται από μέταλλο υψηλού ατομικού βάρους και με υψηλό σημείο τήξης (πχ Μολυβδένιο).

- Η άνοδος βρίσκεται υπό θετική τάση. Τα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια εστιάζονται σε ένα σημείο της ανόδου που ονομάζεται εστιακό σημείο (focal point).
- Η άνοδος καθώς δέχεται τα ηλεκτρόνια που εκπέμπονται από την κάθοδο, παράγει ακτινοβολία X λόγω:
 - Ακτινοβολίας πέδης (Brehmstrahlung): τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται από τους πυρήνες της ανόδου και εκπέμπουν ακτινοβολία πέδης
 - Ιονισμού/διέγερσης: τα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια διεγείρουν τα άτομα της ανόδου, τα οποία εκπέμπουν φωτόνια με τη χαρακτηριστική συχνότητα που αντιστοιχεί στη διαφορά ενέργειας μεταξύ διαφορετικών ηλεκτρονικών στοιβάδων.
- Μικρό ποσοστό των προσπίπτοντων e παράγουν ακτινοβολία πέδης. Τα λοιπά εναποθέτουν την ενέργειά τους σε θερμότητα στην άνοδο, με αποτέλεσμα την μεγάλη αύξηση της θερμοκρασίας της. Για καλύτερη κατανομή της θερμότητας, η άνοδος περιστρέφεται, ή/και ψύχεται.

- Σε πολλές περιπτώσεις του CT, το εστιακό σημείο της ανόδου έχει διαστάσεις $\sim 2 \times 16 \text{ mm}^2$, ενώ για να επιτευχθεί ικανή έκθεση, απαιτείται 2-5 msec έκθεση ανά πηγή.
- Καθώς η μέγιστη ένταση εκπομπής φωτονίων γίνεται περίπου κάθετα στην δέσμη των ηλεκτρονίων, η άνοδος έχει κατάλληλη κλίση, ώστε να μην αποροφά τα εκπεμπόμενα φωτόνια.



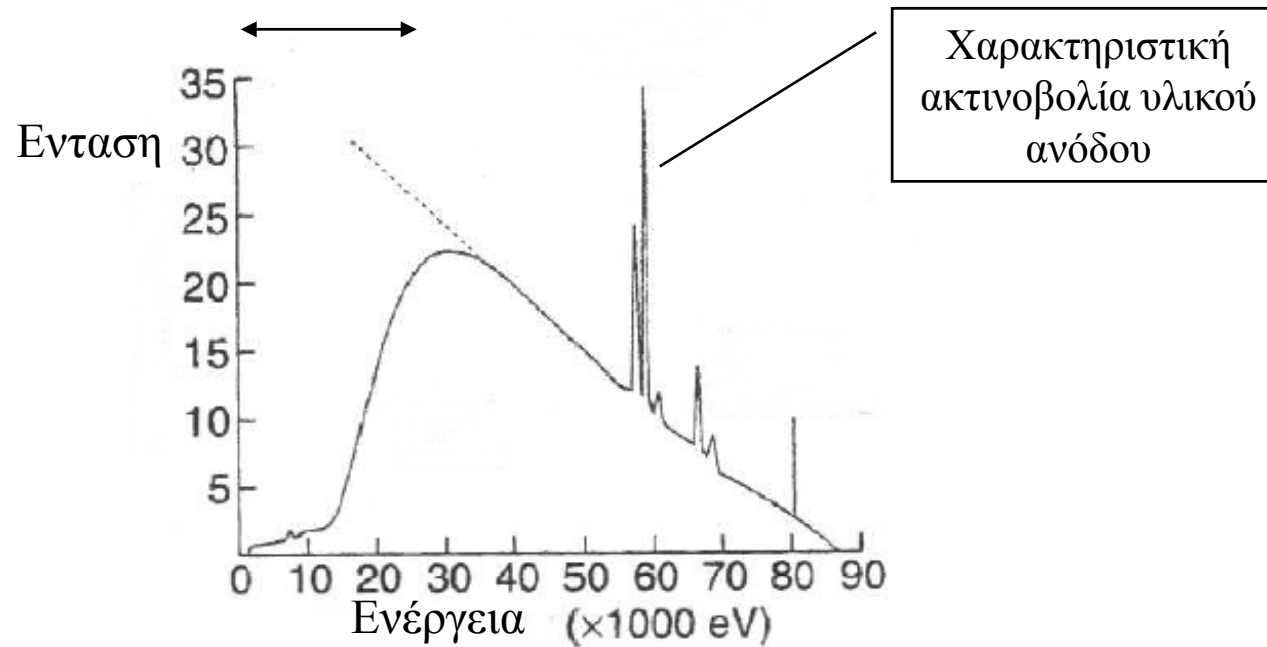
Κύριες παράμετροι παραγωγής ακτίνων Χ

- Η τάση μεταξύ ανόδου – καθόδου (KV)
- Η ένταση του ρεύματος στο κύκλωμα ανόδου – καθόδου (mA)
- Η χρονική διάρκεια της λειτουργίας της συσκευής (sec)

Τυπικό φάσμα ακτίνων X

- Τα παραγόμενα X φωτόνια έχουν ενέργεια με ιστόγραμμα γραμμικά γνησίως φθίνον, ανάλογα με την απόσταση αλληλεπίδρασης των e με τους πυρήνες της ανόδου
- Η \max ενέργεια των X είναι ίση με την ενέργεια των προσπίπτοντων e .
- Φωτόνια με χαμηλές ενέργειες απορροφούνται πριν βγουν από τη συσκευή παραγωγής, κυρίως από το κέλυφος του καθοδικού σωλήνα, αλλά και από το υλικό της καθόδου το οποίο σταδιακά επικάθεται στο εσωτερικό του καθοδικού σωλήνα.
- Στο γραμμικό φάσμα προστίθενται ως μονοχρωματικές κορυφές οι χαρακτηριστικές ενέργειες ιονισμού/διέγερσης των ατόμων της ανόδου για τις διάφορες στοιβάδες ηλεκτρονίων των ατόμων της ανόδου.

Απορρόφηση φωτονίων
μικρής ενέργειας
παραθύρου λυχνίας
παραγωγής X



Τυπικό φάσμα παραγόμενων ακτίνων X.

Ανιχνευτής

- Στερεάς κατάστασης:
 - κρύσταλλοι σπινθηρισμού NaI (με προσμίξεις Tl), CaF και CsI.
 - Κεραμικοί ανιχνευτές: Γερμανιούχο Βισμούθιο (BiGe) κλπ.
- Ανιχνευτές Αερίου: Γεμισμένοι με Ξένον (Xe), σε πίεση έως 25 atm.